

Année 1962

THÈSE

N°

500

POUR LE

DOCTORAT EN MÉDECINE

(Diplôme d'État)

PAR

MONZEIN Paul

né le 21 Décembre 1914 à Mamers (Sarthe)

Présentée et soutenue publiquement le 23 Mai 1962

CONTRIBUTION A L'ETUDE
DES RÉFLEXES VENTILATOIRES
D'ORIGINE PROPRIOCEPTIVE
THORACO - PULMONAIRE
CHEZ L'HOMME

Président : M. Léon BINET, Professeur

Doyen de la Faculté de Médecine

IMPRIMERIE DE LA PRESSE

37, RUE FONTENELLE - LE HAVRE

1962

FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

Année 1962

THÈSE

N°

POUR LE

DOCTORAT EN MÉDECINE

(Diplôme d'État)

PAR

MONZEIN Paul

né le 21 Décembre 1914 à Mamers (Sarthe)

Présentée et soutenue publiquement le 23 Mai 1962

CONTRIBUTION A L'ETUDE
DES RÉFLEXES VENTILATOIRES
D'ORIGINE PROPRIOCEPTIVE
THORACO - PULMONAIRE
CHEZ L'HOMME

Président : M. Léon BINET, Professeur

Doyen de la Faculté de Médecine

IMPRIMERIE DE LA PRESSE

37, RUE FONTENELLE - LE HAVRE

1962

PROFESSEURS HONORAIRES :

MM. Alajouanine (T.), Aubin (A.), Bénard (H.), Bulliard (H.), Cadenat (F.), Chabrol (E.), Champy (C.), Debré (R.), Fey (B.), Gastinel (P.), Halphen (E.), Hazard (R.), Heuyer (G.), Lantuejoul (P.), Laroche (G.), Lévy-Solal (E.), Lian (C.), Mathieu (P.), Mocquot (P.), Mondor (H.), Monod (R.), Moreau (R.), Moulonguet (P.), Olivier (E.), Pasteur Valléry-Radot, Petit-Dutaillis (D.), Quénu (J.), Richet (C.), Senèque (J.), Strohl (A.), Tanon (L.).

DOYEN	Léon BINET
	<i>Membre de l'Institut</i>
1 ^{er} ASSESSEUR	Jean VERNE
2 ^e ASSESSEUR	Gaston CORDIER

I. — PROFESSEURS

1° CHAIRES DE SCIENCES FONDAMENTALES

a) Professeurs titulaires :

	MM.
Anatomie	DELMAS (A.)
Anatomie pathologique	DELARUE (J.)
Anesthésiologie	BAUMANN (J.)
Biochimie médicale	JAYLE (M.-F.)
Biologie appliquée à l'Éducation physique et aux Sports	SCHAPIRA (G.)
Biologie médicale	CHAILLEY-BERT (P.)
Cancérologie médicale et sociale	FAUVERT (R.)
Embryologie	BERNARD (J.)
Histoire de la médecine et de la chirurgie (Lariboisière)	GIROUD (A.)
Histologie	N...
Hygiène et médecine préventive	VERNE (J.)
Médecine du Travail	JOANNON (P.)
Médecine légale	DESOILLE (H.)
Microbiologie (Bactériologie et virologie)	PIEDELIEVRE (R.)
Parasitologie	FASQUELLE (R.)
Pathologie chirurgicale	GALLIARD (H.)
Pathologie exotique	HUGUIER (J.)
Pathologie expérimentale et comparée	LAVIER (G.)
Pathologie médicale	MERKLEN (F.-P.)
Pathologie respiratoire	MILLIEZ (P.)
Pathologie et thérapeutique générales	TURIAF (J.)
Pharmacologie	BOUDIN (G.)
Physiologie	CHEYMOL (J.)
Physiologie et pathologie obstétricale	BINET (L.)
Physique médicale	BARGETON (D.)
Radiologie médicale	LEPAGE (F.)
Technique chirurgicale et Chirurgie expérimentale	DOGNON (A.)
Thérapeutique	DJOURNO (A.)
	DESGREZ (H.)
	N...
	CONTE (M.)

b) Professeurs à titre personnel :

Biochimie médicale	DESGREZ (P.)
Biologie médicale	POLONOVSKI (J.)
Embryologie	BOURLIERE (F.)
Hygiène et médecine préventive	TUCHMANN (H.)
Parasitologie	DEPARIS (M.)
Pathologie chirurgicale	BRUMPT (L.-C.)
Pharmacologie	LAURENCE (G.)
Physiologie	LEVY (Mlle J.)
Physique médicale	PARROT (J.)
	KELLERSHON (L.)

2° CHAIRES DE SCIENCES CLINIQUES

a) Professeurs titulaires :

Clinique carcinologique chirurgicale (Necker)	MM.	REDON (H.)
Clinique cardiologique (Broussais)		MOUQUIN (M.)
	{	Beaujon
	{	Cochin
	{	Hôtel-Dieu
Cliniques chirurgicales	{	Pitié
	{	Saint-Antoine
	{	Salpêtrière
	{	Tenon
Clinique de chirurgie infantile et orthopédique (Enfants Malades)		FEVRE (M.)
Clinique chirurgicale orthopédique et réparatrice (Cochin)		MERLE D'AUBIGNE (R.)
Clinique de chirurgie cardio-vasculaire (Broussais)		GAUDART d'ALLAINES (F. de)
Clinique de chirurgie pleuro-pulmonaire (Laennec)		MATHEY (J.)
Clinique endocrinologique (Pitié)		DECOURT (J.)
Clinique de Génétique médicale (Enfants-Malades)		LAMY (M.)
Clinique gynécologique (Broca)		FUNCK-BRENTANO (P.)
Clinique des maladies cutanées et syphilitiques (Saint-Louis)		DEGOS (R.)
Clinique des maladies des Enfants (Enfants-Malades)		CATHALA (J.)
Clinique des maladies infectieuses (Claude-Bernard)		MOLLARET (P.)
Clinique des maladies mentales et de l'encéphale (Sainte-Anne)		DELAY (J.)
Clinique des maladies métaboliques (Necker)		HAMBURGER (J.)
Clinique des maladies du sang (Broussais)		MARCHAL (G.)
Clinique des maladies du système nerveux (Salpêtrière)		CASTAIGNE (P.)
	{	Boucicaut
	{	Broussais
	{	Cochin
Cliniques médicales	{	Cochin
	{	Hôtel-Dieu
	{	Lariboisière
	{	Pitié
	{	Saint-Antoine
Clinique médicale d'hydrologie thérapeutique et climatologie (Bichat)		LENEGRE (J.)
Clinique médicale propédeutique (Broussais)		SOULIE (P.)
Clinique médico-sociale du diabète sucré et des maladies de la nutrition (Hôtel-Dieu)		JUSTIN-BESANÇON (L.)
Clinique de neuro-chirurgie (Pitié)		BROUET (G.)
Clinique neurologique (Salpêtrière)		BARIETY (M.)
		SEZE (S. de)
		DREYFUS (G.)
		KOURILSKY (R.)
Cliniques obstétricales	{	Baudelocque
	{	Foch (Suresnes)
Clinique obstétricale et gynécologique (Port-Royal)		DEBRAY (C.)
Clinique ophtalmologique (Hôtel-Dieu)		GENNES (L. de)
Clinique oto-rhino-laryngologique (Lariboisière)		DEROT (M.)
Clinique de pédiatrie et de puériculture (Saint-Vincent-de-Paul)		DAVID (M.)
Clinique de pédiatrie sociale (Enfants-Malades)		GARCIN (R.)
Clinique de pneumo-phthisiologie (Laennec)		LACOMME (M.)
Clinique de neuro-psychiatrie infantile (Salpêtrière)		MERGER (R.)
Clinique de rhumatologie médicale et sociale (Cochin)		VARANGOT (J.)
Clinique stomatologique (Pitié)		RENARD (G.)
Clinique thérapeutique chirurgicale (Vaugirard)		AUBRY (M.)
Clinique thérapeutique médicale (Saint-Antoine)		LELONG (M.)
Clinique toxicologique		MARIE (J.)
Clinique traumatologique		BERNARD (E.)
Sémiologie médicale		MICHAUX (L.)
Sémiologie et clinique chirurgicales		COSTE (F.)
Clinique urologique (Necker)		DECHAUME (M.)
Hygiène et clinique de la première enfance (Trousseau)		ROUX (M.)
		LEMAIRE (A.)
		GAULTIER (M.)
		PADOVANI (P.)
		DOMART (A.)
		POILLEUX (F.)
		COUVELAIRE (R.)
		TURPIN (R.)

b) Professeurs à titre personnel :

Médecine	{	BOUR (H.)
	{	L'HERMITTE (F.)
	{	PERQUIGNOT (H.)

II. — PROFESSEURS SANS CHAIRE, PROFESSEURS AGRÉGÉS ET MAÎTRES DE CONFÉRENCES - AGRÉGÉS

	MM.		MM.
Anatomie	CABROL (C.) COUINAUD (C.) GILLOT (C.) OLIVIER (G.)	Orthopédie	JUDET (R.) MEARY (R.) POSTEL (M.) RAMADIER (J.)
Anatomie pathologique	GAUTHIER-VILLARS (Mlle P.) pr. s. ch. ABELANET (R.) BUSSER (F.) CHOMETTE (G.) GOUYOU (Ch.) m. conf. NEZELOFF (Ch.) ORCEL (L.) PAILLAS (J.)	Oto-rhino-Laryngologie	DEBAIN (J.) PIALOUX (P.)
Anesthésiologie	KERN (E.) VOURC'H (G.)	Parasitologie	GOLVAN (Y.) LAPIERRE (J.)
Bactériologie	BARBIER (P.) CHRISTOL (D.) LE MINOR (L.) TOURNIER (P.)	Pathologie chirurgicale	BARCAT (J.) BINET (J.-P.) CAUCHOIX (J.) CERBONNET (G.) CHATELIN (C.-L.) DUBOST (Ch.) DUBOST (Cl.) FAUREL (J.) FLABEAU (F.) GARBAY (M.) GARNIER (H.) (Cl. de) GAUDART- d'ALLAINES GERMAIN (A.) LATASTE (J.) LEVEQUE (B.) LOYGUE (J.) MERCADIER (M.) NATALI (J.) PELLERIN (D.) PERROTIN (J.) ROBERT (H.) THOMERET (G.)
Biochimie médicale	BEAULIEU Et. m. conf. BOURILLON (R.) CARTIER (P.) DREYFUS (J.-Cl.) GONNARD (P.) KRUM (J.) JEROME (H.)	Pathologie exotique	SCHNEIDER (J.)
Biologie appliquée à l'Edu- cation Physique et aux Sports	PLAS (F.)	Pathologie expérimentale	BENHAMOU (J.-P.) BERTHAUX (P.) BOVIN (P.) CROSNIER (J.) HARTMANN (L.) LÉPER (J.) MAURICE (J.) MIKOL (Cl.) RICHTER (G.)
Carcinologie	BOIRON (M.) DENOIX (P.) MATHE (G.) SELIGMANN (M.)		AUSSANNAIRE (M.) BOUVIER (J.) BOUVRAIN (Y.) BRICAIRE (H.) BRISSAUD (H.) BROCARD (H.) BUGE (A.) CATINAT (J.) CHRETIEN (J.) COBLENTZ (B.) CONTAMIN (F.) COURY (C.) ETIENNE (J.-P.) FREZAL (J.) FRITEL (D.) HENNEQUET (A.) HIMBERT (J.) HOUSSET (E.) LAROCHÉ (Cl.) LESOBRE (R.) MACREZ (C.) MOREAU (L.) NICK (J.) ROYER (P.) TOURNEUR (R.) WOLFFFROMM (R.)
Dermato-Syphiligraphie	CIVATTE (J.) DUPERRAT (B.)		JOSEPH (R.) LAFOURCADE (J.) LEPERCQ (G.) MANDE (R.) MOZZIGONACCI (P.) POLONOVSKI (C.) ROSSIER (A.) VIALATTE (J.)
Electro-Radiologie	LEDoux-LEBARD (G.)		
Hématologie	BESSIS (M.) BILSKI-PASQUIER (G.) DAUSSET (J.) DUHAMEL (G.)		
Histologie	COUJARD (R.) pr. s. ch. MAROIS (M.) RACADOT (J.)		
Hydrologie	BESANÇON (F.) CORNET (A.)		
Hygiène	BOYER (J.) pr. s. ch. BLANCHER (G.) CORRE-HURST (M ^{me} L.) SAPIN-JALOUSTRÉ (H.)		
Maladies infectieuses	BASTIN (R.) DUPONT (V.)		
Médecine légale	DEROBERT (L.) pr. s. ch. FOURNIER (E.) GUENIOT (M.) HADENGUE (A.)		
Médecine du travail	ALBAHARY (C.)		
Neuro-chirurgie	PERTUISET (B.) GRANJON (A.) HERVET (E.) LE LORIER (G.) LEVY (J.) MORIN (P.) MUSSET (R.) ROBEY (M.) SENEZE (J.) SUREAU (C.) THOYER-ROZAT (J.)		
Obstétrique			
Ophthalmologie	BREGEAT (P.) DUBOIS (A.) SARAUX (H.)		

	MM.
Pharmacologie	{ BOISSIER (J.) LECHAT (P.)
Physiologie	{ BARRES (G.) DEJOURS (P.) DURAND (J.) GIRARD m. conf. HUGELIN (A.) SCHERRER (J.)
Physique médicale	{ CHANTEUR (J.) GOUGEROT (L.) m. conf. pr. s. ch. GREMY (F.) m. conf. MILHAUD (G.) PELLERIN (P.) ROUCAYROL (J.-Cl.) TUBIANA (M.) m. conf.
Pneumo phtisiologie	{ KREIS (B.) MEYER (A.) RENAULT (P.)

	MM.
Psychiatrie	PICHOT (P.)
Psychiatrie infantile	{ DENIKER (P.) DUCHE (D.) FLAVIGNY (H.) LAPRESLE (J.)
Rhumatologie	DELBARRE (F.)
Stomatologie	{ CERNEA (P.) CHAPUT (M ^{mo} A.) m. c. agr. GRELLET (M.)
Thérapeutique	{ CHASSAGNE (P.) LAMOTTE (M.) MARCHE (J.)
Urologie	{ AUVERT (J.) MOULONGUET (A.) QUENU (L.)

III. — PROFESSEURS SANS CHAIRE ET AGRÉGÉS CHARGÉS DE COURS DE CLINIQUE ANNEXE à titre permanent

	MM.
Anatomie	DEBEYRE (J.)
Clinique chirurgicale	{ ABOULKER (P.) AMFLINE (A.) pr. s. ch. VERNE (J.M.)
Clinique médicale	{ PERRAULT (M.) RAMBERT (P.) THIEFFRY (S.)
Clinique obstétricale	{ GRASSET (J.) MAYER (M.)

	MM.
Clinique ophtalmologique	{ DESVIGNES (P.) OFFRET (G.)
Clinique oto-rhino-laryn- gologique	MADURO (R.)
Clinique pédiatrique et puériculture	LAPLANE (R.)
Clinique psychiatrique	BARUK (H.)
Clinique urologique	KUSS (R.)

IV. — PROFESSEURS DÉTACHÉS DANS LES UNIVERSITÉS ÉTRANGÈRES

Bactériologie	HAUDUROY (P.), pr. s. ch.
Pathologie chirurgicale	RUDLER (J.), pr. s. ch.

V. - Chargés de cours d'hygiène scolaire et universitaire	{ BOLTANSKI (E.) LAUNAY (C.)
---	---------------------------------

Secrétaire général de la Faculté	M. LENA (J.)
Secrétaire principal	Mlle CHAINTREUIL (G.)
Conservateur en Chef de la Bibliothèque	{ M. le Docteur HAHN (A.)
Conservateur du Musée d'Histoire de la Médecine	
Conservateur	Mlle DUMAITRE (P.)
Bibliothécaires	{ Mmes CONTET (J.), FORGET (F.), Mlles LAURENT (H.), LE NOIR (G.), QUIEVREUX (E.)

CONTRIBUTION A L'ETUDE
DES RÉFLEXES VENTILATOIRES
D'ORIGINE PROPRIOCEPTIVE
THORACO - PULMONAIRE
CHEZ L'HOMME



Digitized by the Internet Archive
in 2026

A MONSIEUR LE DOYEN LÉON BINET

*Grand Croix de la Légion d'Honneur,
Membre de l'Académie de Médecine,
Doyen de la Faculté de Médecine de Paris,
Membre du Conseil National de la Légion d'Honneur.*

Qui nous a fait le très grand honneur
d'accepter la présidence de cette thèse.

En hommage de sincère admiration
et de profond respect.

A MONSIEUR LE DOCTEUR R. SAUVAGE,
Chirurgien Chef du Centre Chirurgical Marie-Lannelongue

A MONSIEUR LE PRÉSIDENT DU CONSEIL D'ADMINISTRATION
DU CENTRE CHIRURGICAL MARIE-LANNELONGUE

AUX MEMBRES DU CONSEIL D'ADMINISTRATION DU C.C.M.L.

A MONSIEUR G. MORAS, DIRECTEUR DU C.C.M.L.

Qui nous ont accueilli dans le laboratoire
de Physiologie du Centre et nous ont fourni
les moyens techniques de recherche
nécessaires pour mener à bien cette étude.

A MONSIEUR LE PROFESSEUR AGRÉGÉ PIERRE DEJOURS,

dont les directives, les conseils, les critiques
et les encouragements ne nous ont jamais
fait défaut au cours de cinq années
de travail.

A MADAME J. RAYNAUD,

dont les connaissances et l'aide
nous ont été si précieuses.

Ce travail fait partie d'un ensemble de
recherches de mécanique ventilatoire
réalisées dans le Laboratoire de Physiologie
du C.C.M.L. Nous remercions
particulièrement tous ceux et toutes celles
qui ont bien voulu servir de sujets
d'expérience et nous apporter leur aide
dans la mise au point de l'appareillage
utilisé.

INTRODUCTION

L'emploi de méthodes sanglantes : obturation trachéale, énévation sélective, enregistrements de myogrammes diaphragmatiques, de phrénogrammes... a permis une analyse poussée des réflexes ventilatoires, d'origine proprioceptive thoraco pulmonaire chez l'animal.

Chez l'Homme, les possibilités d'étude de ces réflexes sont réduites. Elles ont conduit à des résultats contradictoires dont rendent compte les difficultés de l'expérimentation, les risques d'erreur dans l'interprétation et la complexité des phénomènes.

En cette matière, le principe de toute expérimentation repose sur l'analyse de la réponse ventilatoire immédiate à une perturbation provoquée. L'étude des effets résultant de la pose de résistances additionnelles sur les voies aériennes supérieures de l'Homme constitue un bon moyen d'investigation dans ce domaine pour deux raisons: 1° - L'augmentation des résistances naturelles est bien tolérée, 2° - L'intensité de la cause perturbante peut être exactement appréciée et dosée.

Le développement de l'étude de la mécanique ventilatoire depuis ROHRER (1915) a conduit à la mise au point de méthodes et de techniques permettant de suivre les variations de la force totale nécessaire pour assurer la ventilation.

Le présent travail se propose d'étudier chez l'Homme les réflexes respiratoires d'origine proprioceptive thoraco pulmonaire, à l'aide d'une méthode (nouvelle) dans laquelle sont analysées les variations de la force totale développée par les muscles respiratoires lorsque la ventilation est perturbée par la pose de résistances additionnelles sur les voies aériennes. Il comprend trois parties : 1° - un rappel des principes de la mécanique ventilatoire, 2° - une étude approfondie des moyens expérimentaux mis en œuvre, 3° - une expérimentation sur un sujet, à l'aide de résistances additionnelles de différentes valeurs.

PREMIÈRE PARTIE

Rappel des Principes
de Mécanique Ventilatoire

SCHEMATISATION DE L'APPAREIL VENTILATOIRE

CREATION D'UN MODELE ANALOGIQUE

Schématiquement, l'appareil ventilatoire est constitué par une enceinte déformable (la cage thoracique) dans laquelle sont placés deux sacs élastiques (les poumons), communiquant avec l'air extérieur par des tubulures (bronches et voies aériennes supérieures). Entre la cage thoracique et les poumons existe une cavité fermée, (l'espace pleural) par lequel les mouvements de la paroi se communiquent aux poumons.

Un modèle analogique facilite la compréhension de la mécanique ventilatoire (fig. 1). Le corps de l'appareil est constitué par un flacon d'Erlenmeyer dont le fond a été découpé et le bord inférieur creusé d'une canelure circulaire pour permettre la fixation d'une membrane élastique qui ferme la base. Cette enceinte représente la cage thoracique sans les muscles. La membrane peut être mobilisée par l'expérimentateur pour reproduire les mouvements normalement exercés par les muscles respiratoires et faire varier le volume de l'enceinte.

Les poumons sont réduits à un ballon, alvéole unique, qui, par l'intermédiaire d'une tubulure (T), analogue des bronches et des voies aériennes, débouche dans un pneumotachographe à l'aide duquel sont mesurés les volumes ventilés par intégration des débits (cf. p. 37).

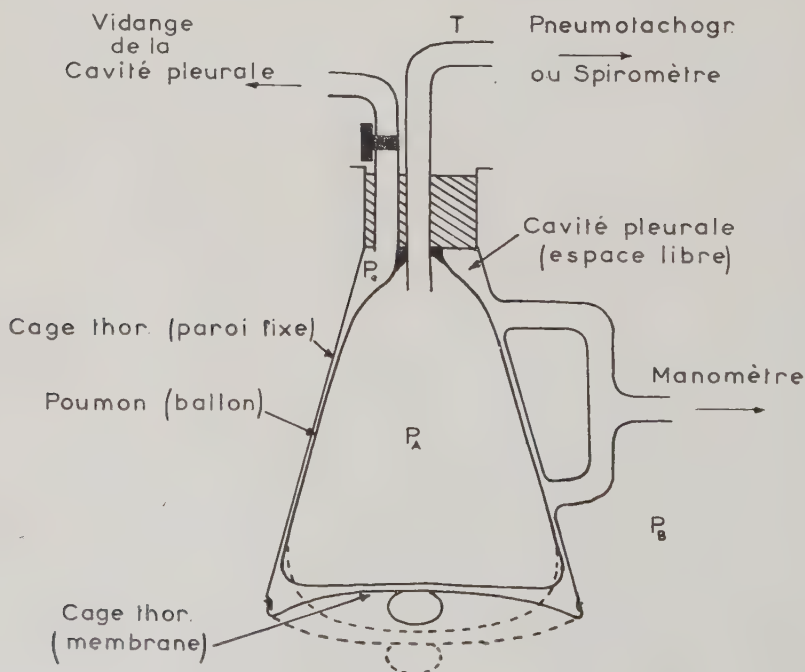


Fig. 1

Schéma d'un modèle analogique pour l'étude de la mécanique ventilatoire.

Pour mettre l'appareil en état de fonctionner, il faut évacuer la plus grande partie de l'air contenu entre l'enceinte et le ballon (cavité pleurale). La pression dans cette cavité devient alors négative par rapport à la pression atmosphérique P_B , la membrane élastique remonte, le ballon se distend. Un équilibre s'établit entre la pression intrapleurale P_e et le volume V_e du ballon, dans des conditions voisines de celles que l'on peut observer, au repos, en fin d'expiration spontanée. L'ensemble ainsi constitué forme un modèle analogue satisfaisant pour l'étude des grands principes de la mécanique ventilatoire.

Lorsque l'expérimentateur tire la membrane vers l'extérieur, la pression intrapleurale devient plus négative, le ballon se distend un peu plus, la pression à l'intérieur du ballon (P_A) devient inférieure à P_B , l'air pénètre dans le ballon jusqu'à rétablissement de la pression P_B . Si les mouvements aériens ne sont pas freinés par d'importantes pertes de charge dans les tubulures ces étapes se succèdent rapidement. Leur ensemble constitue le temps inspiratoire du cycle ventilatoire.

La membrane est ensuite relâchée, la pression intrapleurale s'élève en comprimant le ballon. La pression dans le ballon devient supérieure à P_B et provoque une sortie d'air jusqu'à l'instant où le volume du ballon revient à son volume initial, terminant ainsi le second temps du cycle, l'expiration.

Si l'on opère ces deux mouvements successifs de façon infiniment lente la perte de charge due à la résistance opposée au déplacement de l'air dans les tubulures est négligeable. Le synchronisme entre les variations de la pression et les variations correspondantes du

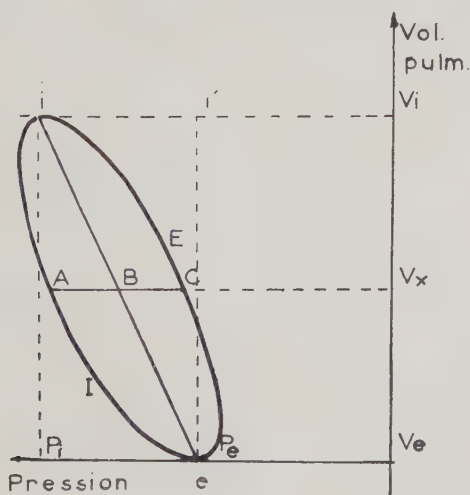


Fig. 2

Diagramme volume pression.

volume du ballon est pratiquement assuré. Le rapport de ces variations caractérise les propriétés élastiques du système. En reportant sur deux axes perpendiculaires la valeur des pressions et des volumes (fig. 2) on trace la ligne ei , parcourue alternativement de bas en haut à l'inspiration, de haut en bas à l'expiration.

Si, au lieu d'opérer de façon infiniment lente, la mise en tension et le relâchement de la membrane se font en un temps fini, la perte de charge

$$\Delta P = R \times \frac{dV}{dt} (*)$$

intervient, et la résistance opposée au passage du courant aérien se traduit par un déphasage entre la pression intrathoracique et le

volume du ballon, d'autant plus important que R et $\frac{dV}{dt}$ sont élevés.

Le tracé prend la forme d'une boucle dont la première partie eIi correspond à l'inspiration, la seconde iEe correspond à l'expiration. Plus la perte de charge est grande, plus la boucle s'écarte de l'axe ei. Au volume V, BA et BC représentent respectivement la perte de charge inspiratoire et la perte de charge expiratoire.

(*) ΔP = Perte de charge, R = Résistance, $\frac{dV}{dt}$ = débit d'air instantané.

ETUDE SUR LE MODELE

I. — ETUDE DE LA PAROI THORACIQUE

Le ballon est enlevé du modèle, la membrane élastique est laissée en place. Par la tubulure T des quantités d'air variables sont ajoutées, puis retirées à l'aide de la seringue (fig. 3). En passant de la seringue dans le récipient, l'air repousse la membrane et augmente le volume du récipient jusqu'en V_1 tandis que la pression s'élève jusqu'en P_1 . Au cours de l'opération inverse, la seringue aspire une partie de l'air du récipient. La pression interne diminuant, le diaphragme se tend vers l'intérieur et le volume décroît jusqu'en V_2 .

Si l'on reporte les mesures des volumes et des pressions correspondantes sur deux axes orthogonaux, la courbe tracée en joignant les différents points est caractéristique de l'élasticité pariétale. La pente de la courbe $\Delta P / \Delta V$ est « l'élastance » de la paroi thoracique, dont l'inverse $\Delta V / \Delta P$ se nomme « compliance ». Cette compliance caractérise la « distensibilité » de la paroi thoracique. Le volume V_1 , pour lequel la pression est égale à la pression atmosphérique,

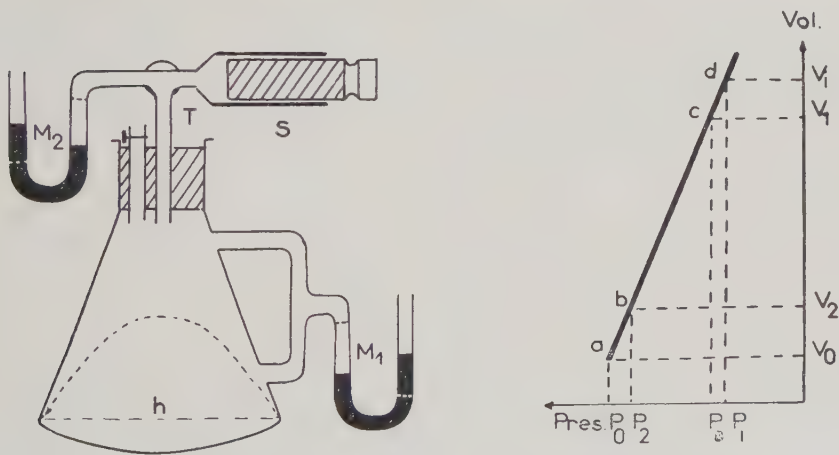


Fig. 3

Dispositif pour l'étude de l'élastance pariétale.

est le « volume de relaxation pariétale ». Dans le cas du schéma, ce volume correspond à la position horizontale de la membrane élastique (h).

II. — ETUDE DU POUMON

La membrane obturant la partie inférieure du modèle est retirée, le ballon, préalablement collabé, est mis en place (fig. 4). A l'aide du tube en T, le ballon, toujours collabé, communique, d'une part, avec la seringue S, d'autre part, avec le manomètre M_2 . Des quantités d'air croissantes sont introduites progressivement dans le ballon. La pression lue sur la manomètre reste stationnaire dans

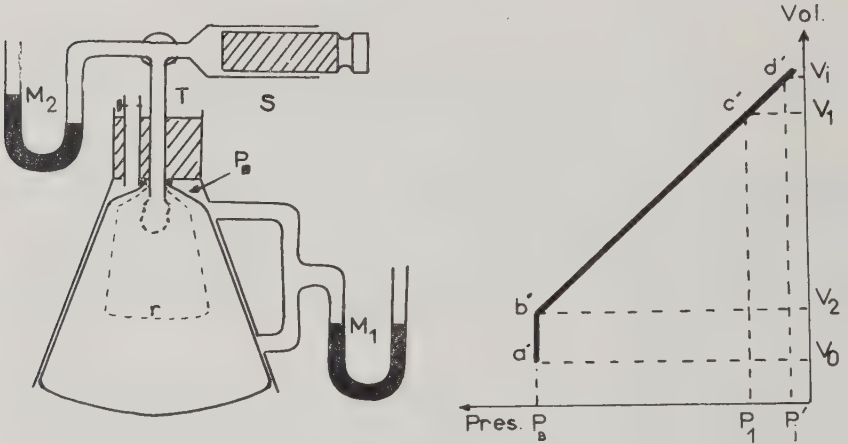


Fig. 4

Dispositif pour l'étude de l'élastance pulmonaire.

une première phase de gonflement (V_0 - V_2), puis s'élève à partir du volume (V_2) où la paroi élastique (r) du ballon se met en tension. Le diagramme $\Delta P/\Delta V$ s'inscrit suivant la ligne brisée ($a' - b' - c' - d'$) dont la partie $b' - c' - d'$ est caractéristique de « l'élastance » du poumon. Le volume V_0 est le volume de relaxation du ballon isolé à la pression atmosphérique.

III. — ENSEMBLE POUMON-PAROÏ THORACIQUE

NOTION DE VOLUME DE RELAXATION.

L'élastance de l'ensemble thoracique résulte de l'addition de chacune des élastances des deux éléments qui la composent.

La membrane élastique étant enlevée on introduit dans le ballon un volume d'air V_1 qui se trouve ainsi à la pression P_1 . Les parois latérales du ballon viennent au contact de la paroi du récipient cependant que sa base affleure la base ouverte du récipient. La « cavité pleurale », à la pression atmosphérique, est réduite à un volume minimal (*). Ces données correspondent au point d' de la figure 4 et permettent de situer la courbe d'élastance du ballon par rapport aux axes des pressions et des volumes.

La membrane est posée sur la base du récipient. Cette opération se fait sans changer la pression « intrapleurale » qui reste égale à P_B . La « cavité pleurale » ayant un volume pratiquement nul, le volume intrathoracique peut être considéré comme égal à V_1 . Cette position d'équilibre pariétal correspond à la position c du graphique de la figure 3 et permet de situer la courbe d'élastance pariétale par rapport à la courbe d'élastance du ballon (fig. 5).

Partant de cette position, si l'on met l'intérieur du ballon en communication avec l'air libre, le ballon élastique tend à revenir à son volume de relaxation V_2 et il se produit une sortie d'air par

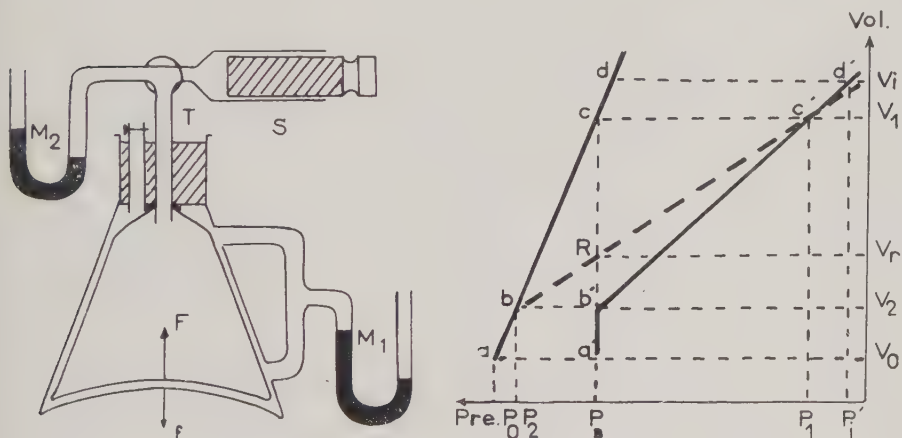


Fig. 5

Dispositif pour l'étude de l'élastance totale.

la tubulure T. Mais, la cavité pleurale étant étanche, toute diminution du volume pulmonaire entraîne une diminution égale du volume thoracique. Au cours de cette diminution de volume la tension élastique du ballon diminue cependant que la tension élastique pariétale augmente. Les deux phénomènes se conjuguent jusqu'à un nouvel équilibre obtenu au « volume de relaxation du système poumon thorax » (V_r).

(*) Chez l'Homme, cette cavité est virtuelle.

A ce « point neutre » (l'intérieur du ballon étant, par définition, en communication avec l'air libre), la force F , due à l'élasticité du ballon, est exactement équilibrée par force f due aux propriétés élastiques de la paroi. La résultante mécanique de ces deux forces, égales et de signes opposés, est nulle. Le système est en équilibre.

En faisant varier le volume pulmonaire, puis en relâchant l'ensemble poumon thorax contre le manomètre M_2 , après fermeture de la tubulure T , on détermine une série de points d'équilibre « à glotte fermée » qui forment la « courbe de relaxation du système » (b-R-c') caractéristique des propriétés élastiques de l'ensemble.

Remarques. — Lors de l'expérience réalisée (p. 22) pour déterminer l'élastance pulmonaire, les variations de la pression transpulmonaire étaient mesurées entre l'intérieur du ballon, où l'on créait des pressions positives, et l'extérieur du ballon à la pression atmosphérique. Il est encore possible de déterminer l'élastance en laissant

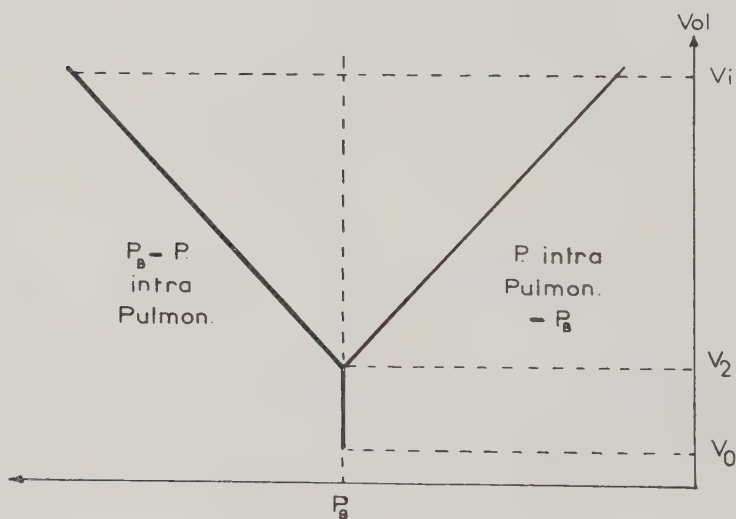


Fig. 6

Inversion de la présentation de la courbe d'élastance suivant le sens de mesure de la pression intra-pulmonaire.

l'extérieur du ballon ouvert à l'air libre et en créant à l'intérieur de ce ballon des pressions de plus en plus négatives, par rapport à P_B . Les variations de la pression transpulmonaire sont alors mesurées entre « l'espace intrapleurale » et P_B . La courbe obtenue suivant cette seconde technique est symétrique de la précédente par rapport à l'axe P_B (fig. 6).

Dans la pratique, la courbe d'élastance pulmonaire s'établit en mesurant la différence entre la pression intracésophagienne (supposée égale à la pression intrapleurale et à la pression intrathoracique) et la pression intrapulmonaire rendue égale à P_B par ouverture de la glotte. La présentation simultanée (fig. 7) des courbes d'élastance

pulmonaire et pariétale établies en fonction de la pression intrapleurale, diffère sensiblement de celle donnée fig. 5.

Le point neutre R, au volume de relaxation V_r est ici marqué par l'intersection des deux courbes d'élastance. Ce point particuliè-

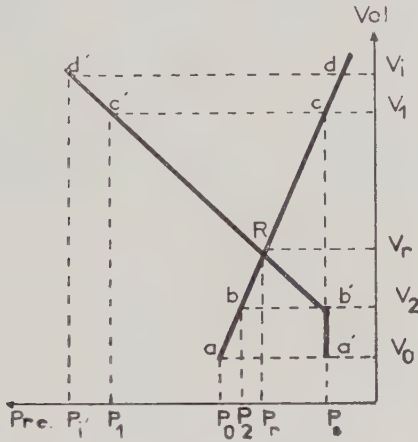


Fig. 7

Présentation habituelle des lignes d'élastance pulmonaire et pariétale dans les études de mécanique pulmonaire.

rement important, est fréquemment utilisé comme origine des volumes et des pressions pour les études de mécanique ventilatoire. Il se situe nécessairement à un niveau intermédiaire entre les volumes de relaxation pulmonaire (V_2) et pariétale (V_1).

Physiologiquement, même au cours de l'expiration forcée, le volume pulmonaire reste supérieur à son volume de relaxation. Par contre, le volume de relaxation pariétale est dépassé au cours d'une inspiration forcée.

IV. — ETUDE DES FORCES MISES EN JEU PAR LA VENTILATION

A. — Courbe de relaxation totale

La décontraction musculaire thoracique libère les forces, de nature élastique, pulmonaire et pariétale. Lorsque la glotte est fermée, ces forces déterminent une pression alvéolaire qui n'est autre que la pression de relaxation totale.

La force F , exercée par le poumon, est, pour chaque volume, représentée par un vecteur horizontal ayant son origine sur la courbe des pressions pulmonaires et se terminant sur l'axe P . De la même façon, en tenant compte de son sens d'application, la force f , exercée par la paroi, est, pour chaque volume, représentée par un second vecteur horizontal prenant son origine sur l'axe P et se

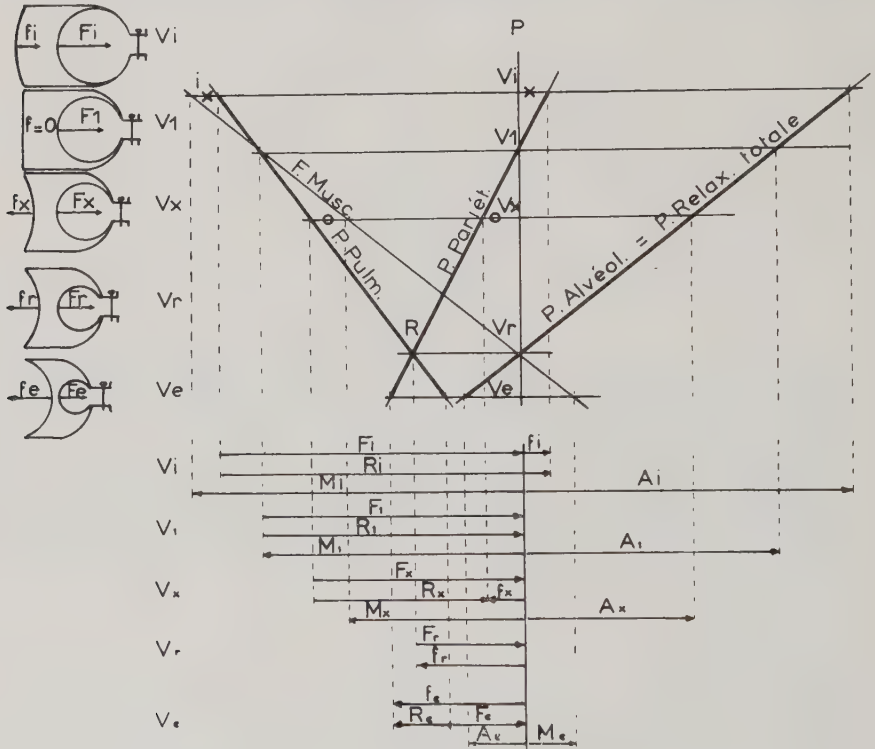


Fig. 8

Schématization des diverses forces participant à la ventilation pulmonaire.

terminant sur la courbe des pressions pariétales. La figure 8 met en évidence l'interaction de ces forces aux différents volumes : V_i (volume de l'inspiration forcée) - V_1 (volume de relaxation pariétale) - V_x (volume quelconque) - V_r (volume de relaxation thoraco pulmonaire) - V_e (volume de l'expiration forcée). La résultante R de ces forces s'inscrit pour chaque volume, par un vecteur horizontal ayant son origine sur la courbe des pressions intrapleurales et sa terminaison sur la courbe des pressions pariétales.

A glotte fermée, la pression alvéolaire apparaît comme la résultante des forces F et f . Le blocage de la respiration par fermeture

de la glotte oppose à la pression alvéolaire une force de réaction égale et de signe contraire à celle résultant de la pression alvéolaire.

B. — Fonctionnement dynamique

Si, à un volume quelconque V_x (supérieur à V_0), l'obstacle est levé sur les voies aériennes supérieures, la pression alvéolaire tombe au niveau de la pression atmosphérique. La force R_x , résultante de $F + f$, entraîne le système vers sa position d'équilibre V_r à laquelle la pression alvéolaire égale la pression barométrique. Une expiration purement passive se produit.

Si au volume V_x la force de réaction opposée par la glotte est remplacée par la force résultant d'une contraction isométrique des muscles respiratoires M_x le volume pulmonaire reste inchangé. Partant de cette situation, si la force de contraction des muscles augmente, la pression intrapleurale devient plus fortement négative les poumons se distendent, une entrée d'air se produit, l'inspiration se prolonge jusqu'à l'instant où les volume et pression sont à nouveau en équilibre. Si, à l'inverse, la force de contraction musculaire diminue, l'équilibre s'établit à un volume pulmonaire moins élevé, il y a expiration.

Au cours du cycle ventilatoire, en fin d'inspiration, à l'instant de débit nul, la pression alvéolaire A_i est égale à la pression atmosphérique. Il en est de même en fin d'expiration (fig. 9). Pendant

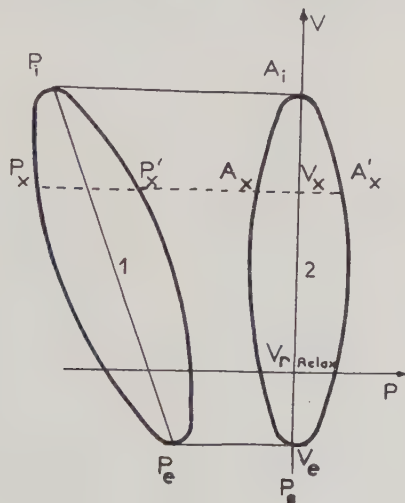


Fig. 9

Diagrammes volume-pression schématisés au cours d'un cycle ventilatoire.
En 1, boucle de la pression intrathoracique en fonction du volume pulmonaire.
En 2, boucle de la pression alvéolaire en fonction du volume pulmonaire.

l'inspiration la pression alvéolaire est toujours inférieure à la pression barométrique d'une valeur égale à la perte de charge du courant aérien au travers des voies respiratoires (« transairway pressure difference »). Au cours de l'expiration, par contre, la pression alvéolaire est toujours supérieure à la pression barométrique. L'enregistrement de la pression alvéolaire en fonction du volume ventilé pendant le cycle respiratoire s'inscrit donc suivant une boucle verticale allongée. Pendant le même cycle respiratoire la pression intrapleurale s'inscrit suivant la boucle décrite p. 19.

V. — INTERPRETATION DU DIAGRAMME VOLUME - PRESSION

Le tracé obtenu en reportant simultanément sur un même diagramme les pressions intrapleurales en abscisse, les volumes ventilés en ordonnées permet de mettre en évidence un certain nombre de caractéristiques essentielles du cycle ventilatoire (Fig. 10).

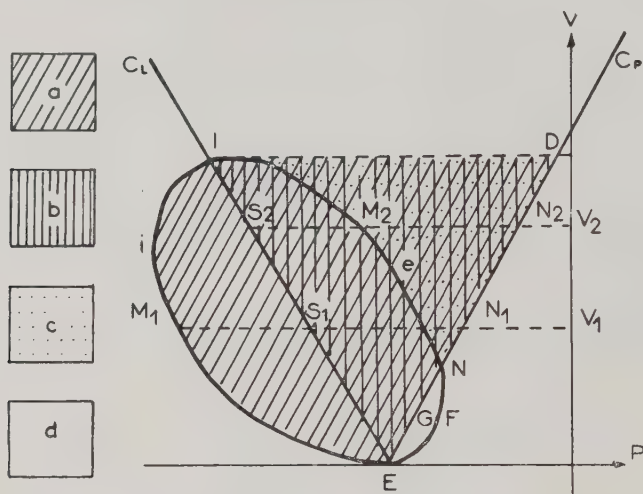


Fig. 10

Schéma de la répartition du travail au cours du cycle ventilatoire.

a - Travail inspiratoire

c - Frein résistant

b - Travail expiratoire

d - Expiration active

Si l'on trace la ligne IE joignant les deux points de débit nul, la ligne de compliance pulmonaire C_L se trouve fixée. C'est la représentation graphique de la fonction $\Delta V = C_L \cdot \Delta P$ qui définit les propriétés élastiques du poumon. Dans les limites de la respiration de repos cette fonction est linéaire.

L'élastance totale étant la somme des élastances pariétale et pulmonaire, il est possible de calculer la compliance pariétale (inverse de l'élastance pariétale), après avoir déterminé la courbe de relaxation totale à glotte fermée et la courbe de compliance pulmonaire. La ligne de compliance pariétale ED peut alors être reportée sur le tracé. De nombreux travaux ont montré que les valeurs des compliances pulmonaire et pariétale sont du même ordre de grandeur (Handbook of respiration - 1958). En première approximation, la ligne ED peut donc être considérée comme le symétrique de EI par rapport à l'axe vertical passant par E.

Pendant l'inspiration, pour chaque point M_1 de la courbe EM_I une force proportionnelle à M_1N_1 est exercée, d'une part, pour distendre le poumon (S_1N_1), d'autre part, pour vaincre les résistances diverses (M_1S_1). La surface limitée par la courbe EM_I et les droites ID et DE représente le travail mécanique accompli au cours de la première partie du cycle ventilatoire. Ce travail sert à faire entrer l'air dans les poumons, à mettre en tension les muscles qui assurent l'augmentation de volume de la cage thoracique, à tendre les tissus

pulmonaires... Il se décompose en deux parties : l'une dépensée sous forme de travail dynamique (comprise entre l'arc EM_1I et la droite EI), l'autre (triangle IED) emmagasinée sous forme d'énergie potentielle.

Pendant l'expiration, pour chaque point M_2 de la courbe EM_2I une force proportionnelle à S_2N_2 tend à ramener le système vers sa position d'équilibre E . La surface du triangle IED représente le travail expiratoire. La partie limitée par la ligne EI et la courbe ENM_2I correspond au travail dynamique expiratoire. La partie extérieure à la courbe ($DN_2N_1NM_2I$) correspond à un travail résistant, absorbé par un « frein résistant ».

La surface de la boucle EM_1IM_2E , obtenue en traçant la courbe des pressions intrathoraciques en fonction des volumes pulmonaires, diagramme de Watt, exprime le travail dynamique dépensé pour l'accomplissement du cycle ventilatoire.

Les résistances ventilatoires qu'il faut vaincre au cours de la respiration sont de deux ordres : les plus importantes résultent des pertes de charge dans les voies aériennes, les autres correspondent à des frottements d'origine tissulaire. Les premières varient suivant le débit instantané : elles sont fonction du régime d'écoulement des gaz. A prédominance lamellaire pour une ventilation de repos, ce régime devient essentiellement turbulent pour les ventilations rapides et amples. Les secondes dépendent des déplacements tissulaires ; elles sont donc fonction des mouvements ventilatoires eux-mêmes et sont ainsi, dans une certaine mesure, en rapport avec les débits instantanés.

Il est possible de concevoir un cycle ventilatoire dans lequel le travail dynamique absorberait toute l'énergie potentielle accumulée. Dans un tel cycle, les muscles inspiratoires se relâcheraient instantanément et l'expiration serait entièrement passive. Pour approcher expérimentalement cette situation sur un sujet donné on lui demande de se relâcher soudainement en fin d'inspiration cependant qu'une résistance additionnelle très importante est introduite sur son circuit expiratoire. Le diagramme P-V rejoint alors rapidement la courbe de compliance pariétale (point D) avant de la décrire lentement (DN_2N_1NE).

Au cours de la ventilation normale, le diamètre des voies aériennes est suffisant pour permettre, en un temps très court, l'expiration purement passive de 95 % du volume d'air courant (*). Par suite, le cycle entièrement passif ne se rencontre pas. Il s'accompagne toujours d'une partie freinée qui se prolonge plus ou moins bas selon les individus, limitant une surface $IDNM_2I$ d'importance variable. Le myogramme des muscles expiratoires confirme que, au cours de la ventilation de repos, le travail musculaire est accompli par les muscles inspiratoires seuls (CAMPBELL 1958).

(*) Le temps mis par le poumon pour évacuer l'air qu'il contient, sous l'effet des seules forces élastiques, peut être calculé par analogie avec la décharge d'un condensateur électrique au travers d'une résistance. Ce temps, en secondes ou « constante de temps » (t), nécessaire pour obtenir 63 % de la décharge d'un condensateur de capacité (C) au travers d'une résistance (R) est donné par la formule $t = RC$. Appliquée au poumon, C correspond à la compliance en $l/cm H_2O$, R à la résistance en $cm H_2O/l/sec$.

Pour une résistance de 3 $cm H_2O/l/sec$ et une compliance de 0.11 $l/cm H_2O$; $t = 0.3$ sec. La décharge étant exponentielle, si en 0.3 sec. le volume d'air évacué est égal à 63 % l'évacuation purement passive d'un volume égal à 95 % exigera $0.3 \times 4 = 1.2$ sec.

Dans certaines circonstances entraînant une augmentation du débit ventilatoire, la dernière partie du cycle met en évidence une période active correspondant à une activité des muscles expiratoires. La boucle déborde, dans ce cas, la ligne de compliance pariétale. La surface EGNFE extérieure au triangle IED et intérieure à la boucle représente le travail des muscles expiratoires.

Le temps n'apparaissant pas sur le diagramme volume-pression, le simple examen de la boucle est insuffisant pour caractériser un cycle ventilatoire. Seule une représentation spatiale peut mettre simultanément en évidence les trois données essentielles : pressions, volumes et temps (fig. 11). Un tel tracé est évocateur, son exécution est malheureusement longue et les mesures sur la figure difficiles à prendre.

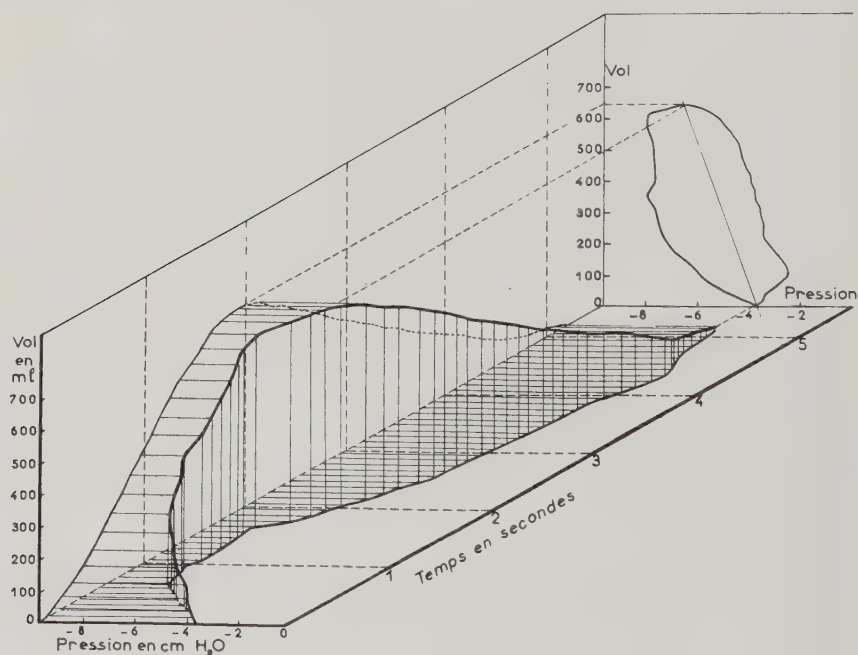


Fig. 11

Essai de représentation spatiale des différents éléments du cycle ventilatoire.

La projection de la courbe sur le plan sagittal représente le spirogramme en fonction du temps.

La projection de la courbe sur le plan frontal représente le diagramme volume - pression œsophagienne.

La projection de la courbe sur le plan horizontal représente le barogramme œsophagien en fonction du temps.

DEUXIÈME PARTIE

Méthode et Technique de Mesure

L'étude des problèmes de mécanique ventilatoire impose la connaissance, à chaque instant du cycle respiratoire, du volume d'air déplacé, du débit instantané, de la pression intrathoracique. Dans certains cas il est utile, voire indispensable, de connaître en outre la pression buccale.

Ainsi, deux, trois, éventuellement quatre chaînes de mesures sont nécessaires. Le synchronisme des mesures s'impose tout particulièrement à l'instant de débit nul.

MESURE DES VOLUMES ET DEBITS

I. — LA SPIROMETRIE

Pour mesurer les volumes d'air ventilés on utilise généralement un spiromètre. Le tracé spirométrique donne, sans calcul, de façon simple et apparemment précise, le volume de chaque cycle respiratoire. Le spirogramme permet en outre de vérifier la position du cycle ventilé par rapport aux réserves inspiratoire et expiratoire.

Les spiromètres présentent cependant des inconvénients qui les rendent inutilisables pour de nombreuses études de mécanique ventilatoire.

Les appareils courants (type spiromètre de Bénédict) enregistrent, de façon satisfaisante, les volumes d'air courant pendant la respiration spontanée au repos. Leurs indications deviennent sujettes à caution pour des essais de ventilation maximale. En aucun cas, ils ne fournissent des mesures précises pour des phénomènes rapides. STEAD et ses collaborateurs (1959) estiment que les renseignements donnés par de tels spiromètres, valables pour des fréquences de 8 à 14 cycles par minute, ne le sont plus au-delà. BERSTEIN (1951) était parvenu à des conclusions voisines. La courbe de réponse d'un spiromètre n'est pas indépendante de la vitesse de déplacement de la cloche et l'on constate, à certains régimes, des perturbations variables suivant le spiromètre expérimenté (DONLEBEN 1959).

A. — Les causes d'erreur

a) - **Les résistances.** — Dans tout spiromètre, il existe de nombreuses résistances. Celles résultant, suivant la technique courante, de l'interposition d'un bac de chaux sodée sur le circuit expiratoire peuvent être supprimées en adoptant la technique de DONALD CHRISTIE (fig. 12). De nombreuses causes de résistances ne peuvent être entièrement éliminées. Les unes présentent les caractères de résistances « visqueuses » : frottement des axes des poulies sur les paliers, adhérence du liquide sur les parois de la cloche... les autres se présentent comme des résistances « élastiques » : tension du fil du contrepois, compression de l'air dans les tubulures lors du démarrage de la cloche...

L'interposition d'un spiromètre sur le circuit respiratoire d'un sujet introduit donc des résistances qui, pour être minimales avec un appareil bien conçu, bien construit et bien entretenu, forment une somme qui n'est pas toujours négligeable. En toute hypothèse, les mesures faites avec cet appareil correspondent en réalité à des mesures faites sur un sujet respirant contre des résistances et des élastances surajoutées. La perturbation apportée et l'erreur qui en résulte sont variables ; elles augmentent considérablement lorsque le sujet hyperventile (travail, inhalation d'un mélange contenant du CO_2 ...)

Les travaux de DAVIES, HALDANE (1919), de CAIN et OTIS (1949), de ZECHMAN (1957), de Mc ILROY (1956) montrent les effets résultant de l'augmentation prolongée pendant plusieurs minutes des résistances sur les voies aériennes. Une résistance additionnelle entraînant une perte de charge de 6,7 cm H₂O/l/sec prolonge les temps inspiratoire et expiratoire d'une manière inégale, la durée du cycle ventilatoire est allongée de près de 10 %. Le débit ventilatoire instantané maximal est réduit dans une proportion voisine. Une résistance

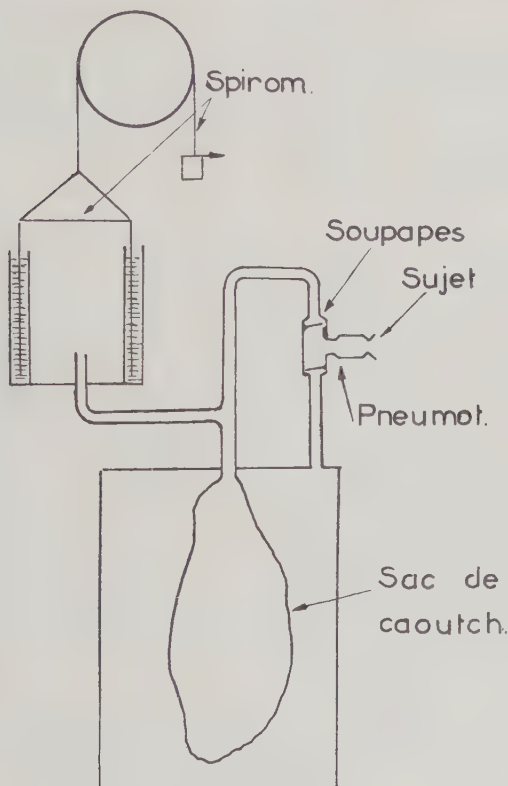


Fig. 12

Montage du spiromètre suivant la technique de Donald Christie.

de 10 cm H₂O/l/sec a des effets encore plus considérables. Sur le graphique publié par ZECHMAN, on note une diminution de la fréquence respiratoire qui passe de 10,9 par minute, à 8,45 par minute. Le débit instantané maximal baisse de 390 ml/sec à 300 ml/sec à l'inspiration ; il tombe de 360 ml/sec à 275 ml/sec à l'expiration. La composition de l'air alvéolaire est cependant peu modifiée.

Une amélioration considérable peut être apportée au spiromètre du type BENEDICT en le montant sur un circuit comportant une ventilation forcée. Les soupapes sont alors supprimées, les résistances à l'écoulement de l'air deviennent négligeables, l'espace mort est réduit... Malheureusement, son adoption pour des mesures de ventilation comportant des débits élevés, pose des problèmes difficiles à résoudre par des techniques simples.

b) - Inertie et forces vives. — Si la présence de résistances surajoutées par l'emploi d'un spiromètre peut avoir des effets réduits et relativement constants, il n'en va pas de même de l'inertie du système et des forces vives qui se développent au cours du cycle ventilatoire. Les masses mises en mouvement sont de l'ordre de plusieurs centaines de grammes, leur vitesse atteint plusieurs centimètres par seconde, avec des accélérations tantôt positives, tantôt négatives.

Au cours du cycle ventilatoire, en raison du caractère alternatif du mouvement, des forces vives naissent et s'annulent périodiquement ; elles perturbent le tracé dans des conditions que pourrait seule déterminer une analyse approfondie. Il est néanmoins facile d'imaginer que leur importance varie sensiblement suivant les caractéristiques du régime ventilatoire, la forme du cycle, la période, l'amplitude, la présence ou l'absence de pauses inspiratoires ou expiratoires (DEJOURS - 1961).

B. — Le tracé du spirogramme

Deux méthodes peuvent être envisagées pour l'inscription du tracé spirométrique : l'une mécanique, l'autre électrique.

a) - Procédé mécanique. — L'inscription se fait généralement par un encrier muni d'une plume tubulaire solidaire du contrepoids. Ce procédé a pour avantage son extrême simplicité. Il a pour inconvénient d'imposer un frottement supplémentaire, et, par suite, d'augmenter les résistances parasites. Il est, d'autre part, très difficile d'assurer un parallélisme parfait entre le cylindre d'inscription muni de son papier et le support de l'encrier. De cette difficulté résulte l'obligation de laisser un certain jeu à la plume, qui, suivant sa position, appuie plus ou moins sur le papier, s'incline dans un sens ou dans l'autre et suit les mouvements de la cloche avec un retard variable. Les déplacements de faible amplitude de la cloche peuvent ne pas être enregistrés.

Pour comparer aisément les volumes ventilés et les pressions intrathoraciques ou buccales, il est indispensable de les inscrire simultanément sur une même bande. Dans la pratique, cette obligation conduit à écarter l'inscription mécanique directe.

b) - Procédé électrique. — L'enregistrement électrique se prête, par contre, admirablement à l'étude synchrone des phénomènes. Il suffit d'envoyer les signaux sur des galvanomètres dont les tracés s'inscrivent sur la même bande.

Un potentiomètre à micro-friction est rendu solidaire de l'axe de la poulie du spiromètre. Une source de courant continu débite entre les bornes extrêmes du potentiomètre. La position du curseur détermine, par rapport à chacune des bornes, une différence de potentiel proportionnelle à la position de la cloche. La tension aux bornes du potentiomètre règle la sensibilité du dispositif.

Il est aisé de concevoir un montage en pont permettant d'ajuster la position du zéro sur la bande d'enregistrement, quelle que soit la position de la cloche du spiromètre. Sous réserve de choisir convenablement les valeurs (résistance électrique du potentiomètre et du galvanomètre, nombre de spires du potentiomètre), ce dispositif introduit un minimum d'erreur et fonctionne parfaitement.

Une autre solution électrique, plus élégante, met à l'abri de toute cause d'erreur imputable aux caractéristiques du galvanomètre ; elle consiste à envoyer les signaux sur un oscillographe dont l'écran est filmé à l'aide d'une caméra. L'emploi d'un commutateur électronique permet l'inscription simultanée de plusieurs signaux. Toute inertie, toute résonance propre du système d'enregistrement se trouvent ainsi supprimées.

C. — Conclusions

Quels que soient le type de spiromètre adopté, le soin apporté à sa construction, la perfection de l'équilibrage des parties mobiles, il persiste toujours des résistances, des forces vives, des résonances à certaines fréquences.

La résultante de toutes les causes d'erreur est complexe. Quelques exemples de spirogrammes comparés, obtenus par l'enregistrement simultané du spirogramme direct et du pneumotachogramme (qui est ensuite intégré graphiquement), montrent les résultats auxquels on peut aboutir (fig. 13). Le spiromètre était monté suivant la technique de DONALD-CHRISTIE. Une pression négative de 0,5 cm d'eau était suffisante pour mettre en mouvement la cloche du spiromètre ; une pression de 1,5 cm d'eau était nécessaire pour assurer le démarrage à l'expiration. Avec des résistances aussi faibles, la plupart des sujets ne peuvent apprécier si le spiromètre est branché ou non.

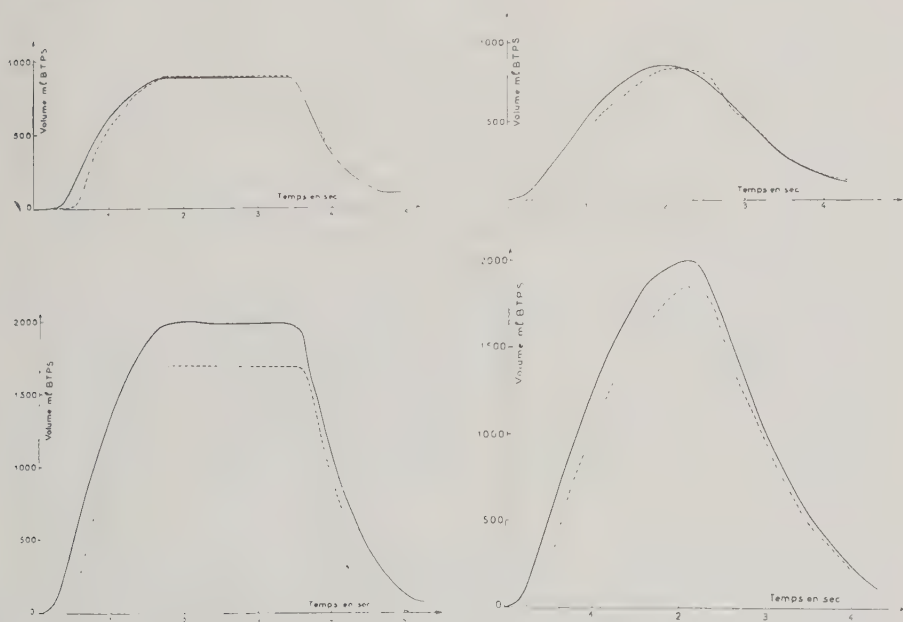


Fig. 13

Comparaison de cycles ventilatoires.

En trait continu, le spirogramme obtenu par intégration
du pneumotachogramme.

En trait discontinu, le spirogramme enregistré directement.

L'examen des courbes fait ressortir que le spirogramme direct est enregistré avec un déphasage variable au cours du cycle. Le défaut de synchronisme entre le phénomène et son enregistrement lors du démarrage de la cloche rend impossible de préciser sur la courbe des volumes l'instant de débit nul. De même, la quantité d'air inspiré, mesurée sur le spirogramme au cours des premiers dixièmes de seconde du cycle ventilatoire, comporte une erreur qui peut être très importante ($> 100\%$).

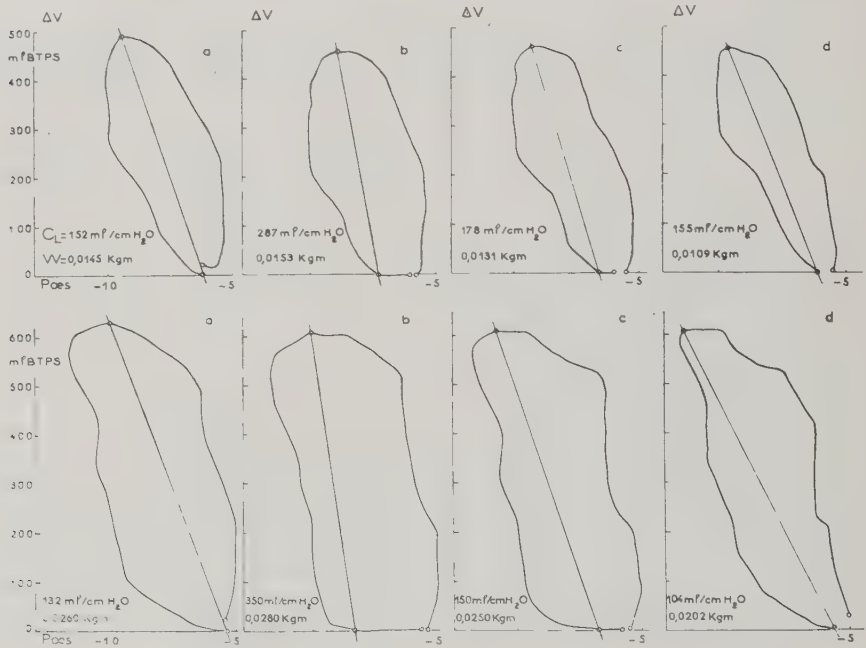


Fig. 14

Comparaison de diagrammes volume-pressure obtenus pour différents cycles ventilatoires, les volumes étant

- a) calculés sur le spirogramme intégré.
- b) mesurés sur le spirogramme.

Essais de correction réalisés en avançant systématiquement de 0,1 (c) et 0,2 sec. (d) les volumes lus sur le spirogramme.

Des diagrammes volume-pressure (fig. 14), établis à l'aide du spirogramme enregistré directement et à l'aide du pneumotachogramme intégré mettent en évidence les différences entre les tracés, les valeurs de la compliance et du travail ventilatoire calculées à partir de ces données. Aucune correction systématique ne peut être apportée utilement.

Ces résultats justifient la primauté accordée actuellement au pneumotachogramme pour donner les volumes par intégration. Ils expliquent les précautions exceptionnelles dont se sont entourés les laboratoires qui ont utilisé des spiromètres pour leurs travaux de mécanique ventilatoire (ARNOTT 1954 - NISELL 1956).

II. — LA PNEUMOTACHOGRAPHIE

Les volumes ventilés peuvent être connus par intégration, en fonction du temps, du débit aérien instantané mesuré à la bouche par un pneumotachographe (FLEISCH 1925). Cette méthode supprime de nombreuses causes d'erreurs et fait disparaître la majeure partie des difficultés rencontrées avec le spiromètre. Elle n'est pourtant pas à l'abri de toute critique...

A. — Principe et précision du pneumotachographe

Le pneumotachographe est un débitmètre. Cet appareil mesure la perte de charge due à la traversée d'une résistance par un courant aérien auquel on s'efforce de donner un écoulement aussi lamellaire que possible répondant à la loi de Poiseuille (*). En fait, il n'est pas possible d'éliminer de faibles turbulences qui varient suivant le carré de la vitesse du courant aérien (FRY 1957), mais, avec un pneumotachographe bien construit, la différence des pressions reste proportionnelle aux débits pour une large bande de valeurs et la courbe d'étalonnage peut être assimilée à une droite pour les travaux courants de mécanique ventilatoire.

Sous réserve de choisir judicieusement le pneumotachographe en fonction des débits instantanés prévus pour l'expérimentation envisagée, l'erreur moyenne sur les débits n'excède pas 2 % dans les conditions expérimentales d'étalonnage de l'appareil.

La « linéarité » de la réponse du pneumotachographe est nécessaire car l'intégration devient très difficile lorsque la fonction à intégrer n'est pas linéaire. L'intégration électrique est même impossible dans ce dernier cas avec les appareils courants.

La symétrie d'un pneumotachographe doit être excellente : pour chaque débit, la perte de charge mesurée par l'appareil doit rester la même, quel que soit le sens de passage du gaz. Une telle condition est capitale si l'on veut obtenir des mesures comparables à l'inspiration et à l'expiration. Elle ne peut être réalisée sans une construction mécanique très soignée : la perpendicularité des tubes de prise de pression doit être parfaite, toute obliquité ajoutant dans un sens, retranchant dans l'autre, une composante dynamique.

Cette symétrie n'assure pourtant pas, à elle seule, lors des mesures du débit ventilatoire, une égalité des mesures inspiratoires et expiratoires.

(*). La loi de Poiseuille se résume dans la formule $\Delta P = \frac{8 i \eta l}{\pi r^4}$ dans laquelle ΔP étant la différence de pressions aux extrémités du tube, r est le rayon du tube, l sa longueur, i le débit du gaz et η le coefficient de viscosité du gaz.

B. — Comparaison des volumes d'air inspiré et expiré

a) - Réponse du pneumotachographe en fonction des propriétés physico-chimiques du mélange gazeux. — Les mélanges gazeux inspiré et expiré ont des propriétés physico-chimiques différentes. Il en résulte que le coefficient de viscosité n'est pas le même à l'inspiration et à l'expiration, la perte de charge pour des débits identiques diffère donc de ce fait. Pour rétablir l'identité des mesures il est nécessaire d'apporter une correction systématique, soit des débits inspiratoires, soit des débits expiratoires.

La règle d'additivité ne pouvant être utilisée pour connaître la viscosité d'un mélange gazeux à partir de la viscosité des gaz composants (BRUN 1960), il faut avoir recours à l'expérimentation pour déterminer la valeur du coefficient de correction.

b) - Différence de volume due aux conditions physiques des mélanges inspiré et expiré. — Pour que des mesures de volumes gazeux soient comparables, elles doivent être faites dans des conditions identiques de pression, de température et de tension de vapeur d'eau. Tel n'est pas le cas des mesures faites à l'inspiration et à l'expiration.

En pratique, l'inégalité de mesure des volumes inspiratoires et expiratoires fait l'objet d'une correction globale. Notre expérimentation personnelle nous a montré que, pour une température de l'air ambiant égale à 24° C, la multiplication des volumes inspiratoires par un coefficient de 1,05 assure l'égalité statistique des volumes d'air inspiré et expiré pour un grand nombre de cycles avec un sujet dont le quotient respiratoire est égal à l'unité. MEAD (1955), donne une valeur voisine (1,075). Il est évident que, si la température ambiante s'écarte de plusieurs degrés des 24° C, le coefficient doit être modifié en conséquence.

c) Influence du quotient respiratoire. — Il convient enfin de remarquer que les volumes d'air inspiré et expiré ne sont égaux que si le quotient respiratoire est égal à l'unité. La différence de volume résultant d'un quotient respiratoire différent de l'unité est cependant de faible importance. Pour un quotient respiratoire de 0,8 par exemple, le volume d'air expiré n'est inférieur que de un pour cent au volume inspiré.

C. — L'intégration

L'intégration des débits instantanés en fonction du temps peut se faire suivant quatre méthodes.

a) - Méthode graphique. — Dans la méthode graphique la courbe d'inscription des débits instantanés est tracée sur un papier rayé verticalement à des intervalles de temps égaux entre eux. Tout point de la courbe est caractérisé par un abscisse marquant le temps et une ordonnée fixant le débit. La surface inscrite à l'intérieur de la courbe représente le volume ventilé.

Chaque surface, limitée par deux verticales (bases de temps h_1 , h_2 , h_3 , ... h_n), l'horizontale (marquant le débit nul) et la courbe, donne une bande dont la surface est fonction du débit ventilé entre les temps (t_1 , t_2 , t_3 , ... t_n). Cette surface, multipliée par un coefficient convenable, indique le volume correspondant (fig. 15).

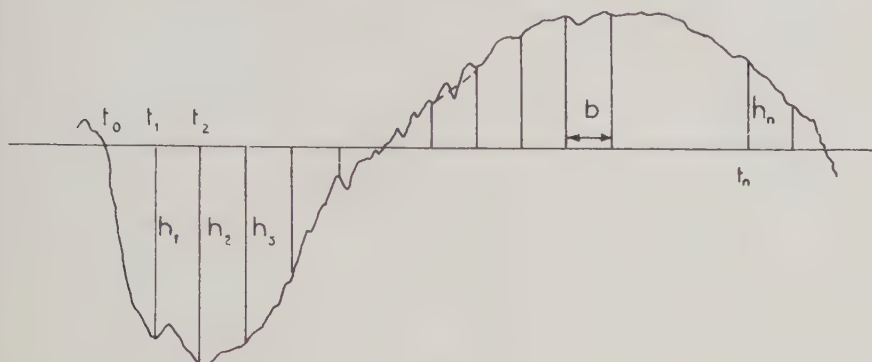


Fig. 15

Méthode d'intégration graphique d'un spirogramme.

1°/ Détermination de la surface. — Chacune des bandes est considérée comme un trapèze. Sa surface est obtenue en multipliant la base (b = constante, fonction de t et du dispositif d'enregistrement) par la hauteur moyenne de chaque bande $\frac{h_1+h_2}{2}$ (BEUMER 1958 (*)).

2°/ Erreurs. — Les erreurs commises par cette méthode sont de deux ordres :

Erreur sur les mesures. — L'erreur totale absolue, imputable aux mesures, est égale à la somme des erreurs commises sur la surface de chacun des petits trapèzes. Si l'on dispose d'une base de temps très exacte, avec un papier défilant régulièrement, l'erreur commise sur b est réduite ; elle peut être négligée. Il n'en va pas de même pour l'erreur sur h dont la mesure peut être faussée, non seulement par l'incertitude de la lecture, mais surtout par l'imprécision du niveau de la ligne de débit nul. Il importe de remarquer que l'erreur de mesure au niveau de la courbe n'est pas commise toujours dans le même sens. Par contre, l'erreur sur la position de la ligne de débit nul est systématique. Il est donc nécessaire de tracer parfaitement cette ligne de base et d'enregistrer, à intervalles réguliers et fréquents, la position du tracé pour un débit nul.

Erreurs imputables au tracé. — Il est évident que, remplaçant des fragments de courbe par la corde qui rejoint les extrémités de

(*) La meilleure approximation serait obtenue en appliquant la formule de Simpson (WHITTAKER 1929) :
$$S = \frac{4b}{3} (h_1 + h_3 + h_5 + \dots + h_{2m-1}) + \frac{2b}{3} (h_2 + h_4 + h_6 + \dots + h_{2m-2}) + \frac{3}{b} (h + h_{2m})$$
 où $m = \frac{n}{2}$

chaque bande, une erreur est commise de ce chef (*). Cette erreur est d'autant plus importante que la largeur des bandes est grande. Sur la surface limitée par la courbe du pneumotachogramme l'erreur totale imputable à la simplification du tracé, entraîne généralement une réduction de la surface mesurée par rapport à la surface réelle.

3°/ Conclusions. — En fait, la méthode graphique, appliquée avec soin, donne d'excellents résultats. Elle a pour principal inconvénient d'être longue et fastidieuse, mais elle permet, à chaque instant, une confrontation précise du débit, du volume et des pressions.

b) - Méthode planimétrique. — La méthode planimétrique permet de connaître, en un temps réduit, pour un cycle ventilatoire déterminé, le volume inspiré et le volume expiré. Elle présente l'inconvénient d'apporter seulement un résultat global.

La précision est bonne, sous la double réserve :

1° - De régler la sensibilité de l'enregistreur pour que les surfaces à planimétrer soient de l'ordre de 5 à 15 cm².

2° - De faire au moins deux mesures, l'une avec le pôle du planimètre à droite de la courbe, la seconde avec le pôle à gauche.

Pour déterminer expérimentalement l'erreur commise sur la surface, il suffit de planimétrer une courbe fermée de surface connue (par exemple deux demi-cercles de rayon R = 25 mm - décalés et opposés comme le sont les tracés inspiratoire et expiratoire d'un pneumotachogramme - d'une surface totale de 1963 mm²) et de comparer les résultats obtenus.

Quatre personnes effectuant chacune trois séries (**) de mesures, avec le même planimètre, ont obtenu les résultats consignés dans les tableaux suivants :

TABLEAU N° 1

S réelle de chaque boucle 982 mm ²	1 ^{er} expérimentateur		2 ^{me} expérimentateur	
	Boucle D	Boucle G	Boucle D	Boucle G
Moyenne des 3 séries..	968	1008	968	975
S réelle - S mesurée	— 14	+ 26	— 14	— 07
S réelle de chaque boucle 982 mm ²	3 ^{me} expérimentateur		4 ^{me} expérimentateur	
	Boucle D	Boucle G	Boucle D	Boucle G
Moyenne des 3 séries..	963	968	968	977
S réelle - S mesurée	— 19	— 14	— 14	— 05

(*) Une étude mathématique démontre que l'erreur commise en remplaçant la surface de chaque bande par un trapèze est inférieure à $\frac{(h_1 - h_2)^2}{12} M$; M étant une borne supérieure de f'' (dérivée seconde de la fonction f, dont la représentation graphique est constituée par la courbe entre les deux points considérés). Pour un découpage en n tranches égales, l'erreur est inférieure à $\frac{(h_1 - h_2)^2}{12 n^2} M$

(**) Une série comporte 2 mesures avec le pôle du planimètre à droite de la figure, 2 mesures avec le pôle du planimètre à gauche de la figure.

TABLEAU N° 2

Erreur sur un total des 12 valeurs mesurées par 4 expérimentateurs		
n = 12	D	G
Valeur moyenne des différences	15,7	— 0,33
Ecart type	16,5	16,2
Erreur type	5	4,6

Ainsi, l'erreur relative donnée par la méthode planimétrique est-elle de l'ordre de 1 à 2 %. La comparaison de cycles ventilatoires, mesurés, au départ de la même courbe, par les méthodes graphique et planimétrique, aboutit à des résultats identiques et confirme indirectement l'excellence des deux méthodes.

Très utile, en raison de sa simplicité et de sa rapidité, lorsqu'il s'agit de connaître le volume total de la phase inspiratoire ou de la phase expiratoire du cycle, la méthode planimétrique devient inutilisable chaque fois qu'il est nécessaire de reconstituer un spirogramme.

c) - **Méthode pondérale.** — Cette méthode s'apparente à la précédente en ce qu'elle permet de connaître, plus rapidement que par la méthode graphique, les volumes inspiré et expiré d'un cycle isolé.

Le pneumotachogramme est reproduit sur un calque et découpé aux ciseaux en suivant son tracé puis la ligne de débit nul. Deux morceaux de calque représentant, l'un l'inspiration, l'autre l'expiration, sont ainsi obtenus. Ils sont pesés avec une balance de précision. Le poids du cm² de papier calque ayant été déterminé d'autre part, un calcul simple permet de connaître les surfaces définies par la courbe et, par suite, les volumes inspirés et expirés.

La précision que l'on peut atteindre avec une pesée exacte au milligramme près, est de l'ordre du mm² en ce qui concerne la surface. Elle est donc théoriquement très satisfaisante. En fait, les inégalités de densité du papier calque, les difficultés de la découpe, la rendent comparable aux précédentes.

d) - **Méthode électronique.** — L'intégration électronique se fait en utilisant un circuit de Miller. Les intégrateurs électroniques sont des appareils délicats et onéreux. Leur construction, pour les fréquences lentes, de l'ordre de celles mesurées en physiologie respiratoire, pose des problèmes difficiles à résoudre. Ils présentent l'avantage d'indiquer les volumes d'une façon continue et instantanée en fonction des débits ventilés. L'expérimentateur peut suivre le régime ventilatoire du sujet.

La précision est un peu inférieure à celle que l'on obtient avec un personnel exercé utilisant les trois méthodes précédentes. Elle reste cependant satisfaisante puisque l'erreur n'excède pas 5, voire 2 % (MEAD 1953 - DONLEBEN 1959 - DEFARES 1960).

La difficulté la plus apparente soulevée par l'emploi d'un intégrateur électronique est constituée par la dérive du zéro. Aux causes principales précédemment indiquées (cf. Comparaison des volumes d'air inspiré et expiré - p. 38) il faut ajouter la dérive due à l'intégration du bruit de fond du ou des étages préamplificateurs. Le choix d'une constante de temps trop courte donnerait également une dérive. L'analyse de ce phénomène sort du cadre de cette étude. En adoptant une constante de temps de 100 secondes, on s'assure une marge suffisante de sécurité.

Les intégrateurs électroniques du commerce sont conçus pour intégrer des courants très supérieurs à ceux délivrés par les cap-

teurs de pression généralement employés. Il convient donc de prévoir une préamplification. L'emploi de transistors est tout indiqué en raison des fréquences lentes des courants à amplifier. Un montage symétrique, avec deux transistors ayant des caractéristiques identiques, assure une bonne stabilité thermique. Le choix de transistors au silicium réduit le bruit de fond à un taux suffisamment bas pour que les résultats soient excellents (fig. 16).

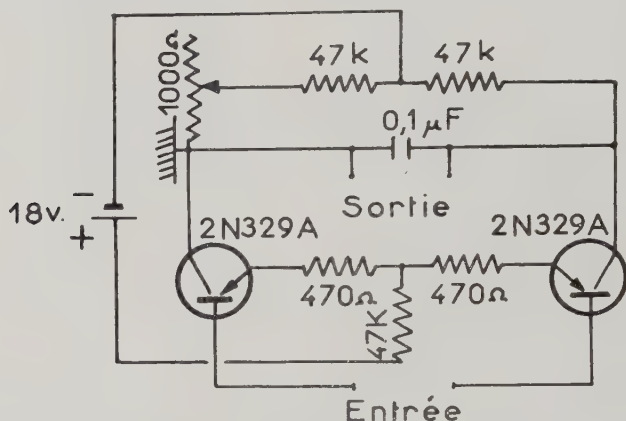


Fig. 16

*Schéma du préamplificateur à deux transistors
précédant l'intégrateur électronique.*

D. — Conclusions

a) - Avantages. — L'emploi habituel d'un pneumotachographe pour déterminer les volumes ventilés présente de multiples avantages. Le pneumotachographe de FLEISCH, N° 1, permet de mesurer des débits instantanés allant de 0 à 1 l/sec avec une courbe de réponse pratiquement linéaire. Cet appareil n'augmente pas l'espace mort de plus de 10 ml, la résistance surajoutée est inférieure à 8 mm d'eau pour le débit maximum de 1 l/sec. Indépendamment de la mesure des volumes obtenue par intégration, la connaissance du débit instantané permet de déterminer avec exactitude le point de départ et la fin du cycle ventilatoire (points de débit nul).

b) - Inconvénients. — L'inconvénient majeur du pneumotachographe réside dans la nécessité d'intégrer les débits qu'il mesure pour obtenir les volumes. Lorsque cette intégration porte sur un seul cycle, elle ne renseigne en aucune manière sur la position du volume ventilé par rapport aux réserves inspiratoire et expiratoire.

c) - En résumé. — Quatre procédés d'intégration sont possibles. Leur choix dépend des nécessités de l'expérimentation. Les méthodes graphique, planimétrique et pondérale assurent une bonne précision. Si la première est longue et fastidieuse, elle donne les volumes à chacun des intervalles de temps et permet de reconstruire le spirogramme. La seconde et la troisième sont plus rapides; mais il est difficile de les appliquer à une fraction du cycle ventilatoire, par suite, la confrontation d'événements synchrones des variations de volumes (pressions œsophagienne ou buccale par exemple), ne peut être réalisée. Les résultats de l'intégration électronique sont connus instantanément et il est possible de suivre le spirogramme intégré sur l'écran d'un oscilloscope en même temps qu'il est enregistré. La différence entre les volumes d'air inspiré et expiré peut être compensée électriquement pour rétablir leur égalité.

MESURE DES PRESSIONS INTRATHORACIQUES

Pour estimer les pressions intrathoraciques, trois méthodes sont possibles :

1° - Introduire une aiguille entre les deux feuillets de la plèvre et mesurer la pression existant à l'intérieur de la « cavité pleurale ».

2° - Faire passer un cathéter dans une veine et remonter jusqu'à l'oreillette droite afin d'enregistrer la pression à l'intérieur de cette cavité. La paroi auriculaire est suffisamment mince et dépourvue de tonicité pour que la pression régnant à l'intérieur de la cavité soit la résultante des pressions sanguine et intrathoracique (fig. 17).

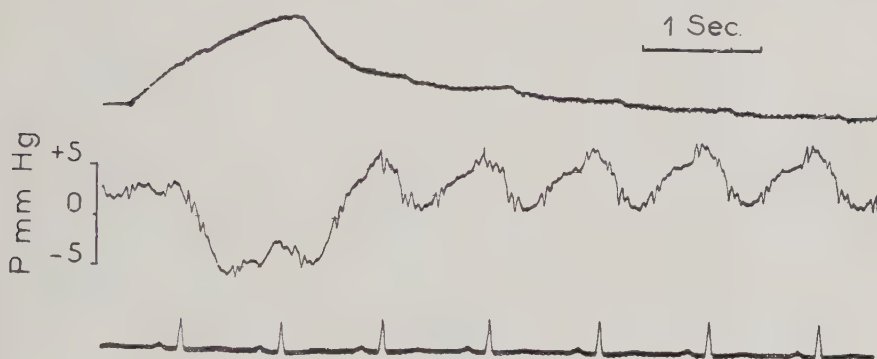


Fig. 17

*Enregistrement de la pression intra-auriculaire droite
montrant la superposition de la pression sanguine
et de la pression intrathoracique.*

Courbe supérieure : pneumogramme - Courbe moyenne : Pression intra-auriculaire
Tracé inférieur : ECG

3° - Faire déglutir soit un petit ballon relié à un manomètre, soit un micromanomètre (VANTRAPEN 1960), jusqu'à l'œsophage intrathoracique, pour mesurer au travers de la paroi de cet organe les pressions intrathoraciques.

Les deux premières méthodes ne sauraient être pratiquées chez l'Homme hors de circonstances exceptionnelles. La troisième est couramment employée pour les travaux de mécanique ventilatoire

I. — PRESSION INTRATHORACIQUE

PRESSION INTRAPLEURALE

PRESSION INTRACÉSOPHAGIENNE

A. — Remarques sur la pression intrathoracique

La cavité thoracique, limitée par des parois mobiles, est entièrement remplie d'organes (dont certains ont un volume variable) et de tissus. Les poumons ne sont pas des organes homogènes, possédant des propriétés identiques dans toutes leurs parties. En fait, à un instant donné, il n'existe pas **une** pression intrathoracique, mais **des** pressions intrathoraciques variées, dépendant de l'endroit considéré. La notion de « pression intrathoracique » unique est une simplification nécessaire du point de vue pratique.

Les poumons étant enveloppés par la plèvre, constituée par deux feuillets indépendants, il semblerait que l'existence de la « cavité pleurale » permette de définir une « pression intrathoracique moyenne ». Si la « cavité pleurale » était réelle, il en serait nécessairement ainsi. Conformément au principe de Pascal, les pressions seraient, à tout instant, égales en tous points de la cavité. Mais la « cavité pleurale » est virtuelle. Les expériences de FARHI (1957), montrent que, chez le Chien, en position couchée sur le dos, les variations de la pression intrapleurale enregistrées au sommet sont égales à la moitié de celles enregistrées au niveau du quatrième espace intercostal, au tiers de celles observées dans la gouttière postérieure. D'autres travaux (BROOHKART 1947 - WIGGERS 1947 - DALY 1962) confirment l'existence de notables différences de pression suivant les points où est effectuée la mesure. Par contre, les pressions relevées entre les troisième et huitième espaces intercostaux, à la partie antérieure du thorax, varient les unes par rapport aux autres, de moins de 1 cm H₂O et habituellement de moins de 0,5 cm H₂O (WIGGERS 1947 - COLERIDGE 1954 - FARHI 1957).

Il en est de même chez l'homme (BUTENDIJK 1949) et les oscillations de pression suivant le rythme respiratoire, mesurées dans les capillaires pulmonaires au cours de cathétérismes cardiaques ont la même amplitude, quel que soit le territoire où la sonde se trouve bloquée (fig. 18).

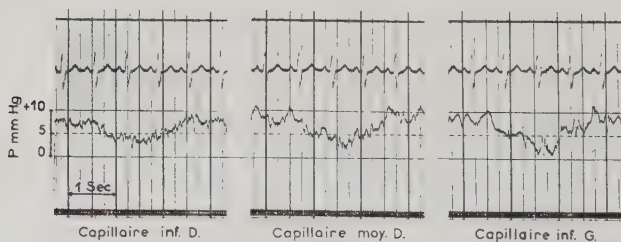


Fig. 18

Enregistrement de la pression capillaire mesurée

1° dans un capillaire inf. D

2° dans un capillaire moy. D

3° dans un capillaire inf. G

B. — Comparaison des pressions intrathoracique, intrapleurale et intracœsophagienne

De nombreuses comparaisons entre les pressions intrapleurale et intracœsophagienne (considérées comme représentatives de la pression intrathoracique) ont été effectuées, tant chez l'Animal (Chien et Chat) (MEAD 1951 - MILIC EMILI 1959) que chez l'Homme (FRY 1952 - CHERNIAK 1955 - MEAD 1959). Les résultats obtenus, en statique et en dynamique, en respiration spontanée ou contrôlée, sur le sujet anesthésié ou non, sont concordants.

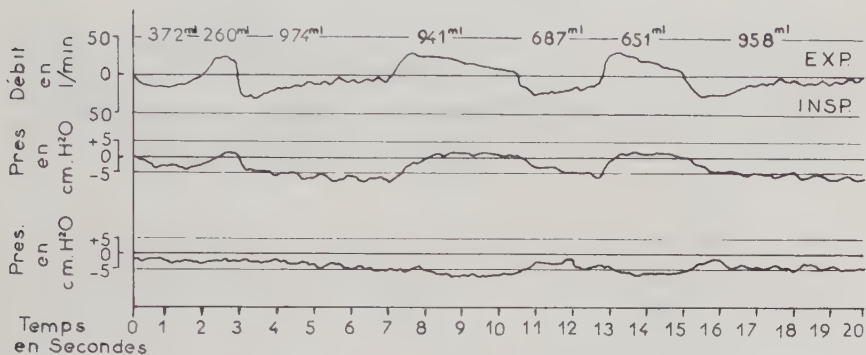


Fig. 19

D'après Cherniak. Comparaison de la P. intracœsoph. et de la P. intrapleurale.

Courbe supérieure : débit ventilé en l/min. - Au-dessus de la courbe V en ml.

Courbe moyenne : P. œsoph. — P. buc. en cm H₂O.

Courbe inférieure : P. intrapleur. — P. œsoph. en cm H₂O.

CHERNIAK (1955) a enregistré simultanément (fig. 19), d'une part le pneumotachogramme (courbe supérieure), d'autre part le barogramme œsophagien mesuré par rapport à la pression buccale (courbe moyenne), enfin le barogramme œsophagien mesuré par rapport à la pression pleurale (courbe inférieure).

L'étude de ces courbes met en évidence les points suivants :

1° - La pression intrapleurale est toujours plus négative que la pression intracœsophagienne.

2° - Pour des volumes courants, de l'ordre de 300 ml, une concordance satisfaisante existe entre la pression intrapleurale et la pression intracœsophagienne. Sous réserve d'un décalage systématique d'environ 3 cm H₂O, les variations de pression enregistrées dans la cavité pleurale et à l'intérieur de l'œsophage sont voisines et synchrones.

3° - Pour des volumes courants deux ou trois fois plus importants les écarts entre la pression intrapleurale et la pression intracœsophagienne augmentent et passent par un maximum au cours de l'expiration. Ainsi, les fortes variations de la pression intrathoracique se traduisent-elles par des variations de pression moindres à l'intérieur de l'œsophage.

Ces résultats sont en accord avec ceux de DORNHORST (1952) - FRY (1952) - DUOMARCO (1954) - MILIC-EMILI (1957).

C. — Résumé

D'une manière générale, les pressions intrapleurales mesurées par rapport à la pression barométrique sont plus fortement négatives que les pressions intracésophagiennes.

Il existe, pendant la ventilation normale de repos, une assez bonne correspondance entre les variations de la pression intrapleurale et les variations de la pression intracésophagienne. La différence entre ces variations de pression n'est toutefois pas rigoureusement constante au cours du cycle ventilatoire.

Une ventilation de forte amplitude amène une divergence plus grande entre pressions intrapleurale et intracésophagienne. Les pressions intrapleurales, mesurées à différents niveaux du thorax n'étant pas identiques, il est possible que la pression œsophagienne donne une meilleure estimation de la pression intrathoracique moyenne que la mesure directe de la pression en un seul point de la plèvre.

II. — ANATOMIE ET HISTOLOGIE DE L'ŒSOPHAGE

Les anatomistes décrivent l'œsophage comme un organe creux, long d'environ 25 centimètres, fermé à ses deux extrémités en dehors des mouvements de déglutition. L'œsophagoscopie montre que, dans sa partie thoracique, l'œsophage possède une lumière dont la largeur varie de 5 à 12 mm. Cette lumière, béante sur le cadavre, limite sur le vivant une cavité, réduite par l'aplatissement des parois antérieure et postérieure qui lui donne une forme ovale, étoilée par des plis longitudinaux (TERRACOL 1938).

Dans toute sa traversée du thorax, l'œsophage reste l'organe le plus antérieur du médiastin postérieur. Ses rapports anatomiques sont nombreux. Parmi les plus importants, il convient de citer la trachée, la crosse de l'aorte, une large portion de la plèvre et du poumon droit, le cul de sac de Haller.

La paroi œsophagienne est épaisse de 3 mm. Elle se compose de trois tuniques. (DUBREUIL 1950). La plus interne, muqueuse, comprend un épithélium, un chorion et une muscularis mucosae. La moyenne est formée de tissus conjonctivo-vasculaire avec une armature musculaire notable. La plus externe comporte des fibres musculaires, annulaires et longitudinales, striées dans le 1/4 supérieur, progressivement mêlées avec des fibres lisses dans le deuxième quart. Les deux quarts inférieurs sont constitués uniquement de fibres lisses.

Ainsi, les données anatomiques et histologiques indiquent que la zone la plus favorable pour mesurer les pressions œsophagiennes, dans le but d'estimer la pression intrathoracique, se situe dans la moitié inférieure de l'œsophage, à quelques centimètres au-dessus du diaphragme.

III. — TECHNIQUE DE LA MESURE DES PRESSIONS INTRACÉSOPHAGIENNES

La mesure des pressions intracésophagiennes s'effectue habituellement à l'aide d'un ballonnet de latex, relié à un tube connecté à un manomètre avec enregistreur.

A. — Bande des fréquences à enregistrer

Les phénomènes analysés comportent à la fois des variations progressives s'étendant sur plusieurs secondes, suivant le rythme respiratoire et des variations brusques dont la durée est inférieure à 0,1 seconde. Mc CALL (1957) et SCHILDER (1959), admettent qu'il est nécessaire d'obtenir une réponse à 95 % du signal maximal en un temps n'excédant pas 0,02 à 0,03 sec. L'exigence de normes aussi strictes est indispensable pour la mesure des débits aériens ; elle ne s'impose pas pour la mesure des pressions œsophagiennes dont les variations maximales s'effectuent en un temps qui est rarement inférieur à 0,1 sec. (MEAD 1955).

L'enregistrement de semblables phénomènes exige donc l'emploi de dispositifs mécaniques, électriques et électroniques adaptés aussi bien à la mesure des fréquences lentes qu'à celles des fréquences rapides. Les appareils ayant une période de résonnance inférieure à 50 hz, doivent être écartés. Le choix des impédances, résistances critiques doit tenir compte des mêmes impératifs.

B. — Importance du volume d'air déplacé au cours des mesures

a) - **Volume maximal.** — L'expérience montre que l'injection de 5 ml d'air dans un ballon, long de 12 cm, placé au tiers inférieur de l'œsophage, n'amène guère de contractions parasites. Il n'en va pas de même chez tous les sujets pour des volumes plus importants (INGELFINGER 1958).

La quantité d'air injectée dans le ballon influe sur la participation pariétale de l'œsophage (Cf. p. 52). L'erreur commise de ce chef est d'autant plus grande que le volume d'air est élevé.

Pour ces deux raisons, il y a intérêt à utiliser un ballon œsophagien contenant un volume d'air minimum. Cinq millilitres représentent un maximum que l'on n'atteint jamais en pratique.

b) - **Volume minimal.** — Avec un dispositif de mesure constitué par un ballonnet capteur, un tube et une chambre manométrique, un changement de pression comporte un déplacement de molécules d'air au travers du tube. Toute mesure d'une variation de pression s'accompagne d'un déplacement d'air.

En effet, d'une part, dans une enceinte fermée déformable, une variation de pression entraîne un changement de volume. D'autre part, la mesure d'une variation de pression revient à mesurer le déplacement de la membrane manométrique sous l'effet de la nouvelle pression. Ce déplacement de la membrane et le changement de volume de la chambre manométrique qui en résulte, ne peuvent se produire sans un transfert d'une certaine quantité d'air du ballon au manomètre ou du manomètre au ballon.

La réduction du volume d'air contenu dans le ballon ne saurait donc descendre au-dessous d'un minimum correspondant au volume d'air qui doit passer du ballon à la chambre du manomètre pour enregistrer la plus forte variation de pression à mesurer. Ce volume minimum varie notamment suivant le manomètre utilisé. Il peut être déterminé expérimentalement.

Mesure du volume d'air minimal. — La chambre du manomètre, de volume V (fig. 20), est mise en communication avec une

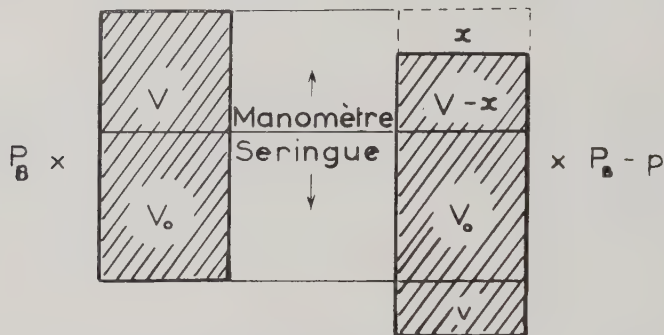


Fig. 20

Schéma du déplacement d'air dans l'appareillage au cours d'une mesure de pression. (cf. p. 52)

seringue contenant un volume d'air V_0 (égal à celui de l'ensemble ballon + tube cathéter mesuré à la pression barométrique P_B). Le piston de la seringue est tiré légèrement. Le volume de la seringue devient égale à $V_0 + v$. Pendant cette opération, une certaine quantité d'air est sortie de la chambre du manomètre dont le volume intérieur est devenu égale à $V-x$ cependant que la pression s'établissait à $P_B - p$. Le volume v est celui dont doit augmenter le ballon pour permettre l'enregistrement de la pression $P_B - p$.

Le calcul du volume x se fait en appliquant la loi de Mariotte aux deux états du système :

$$P_B (V + V_0) = (P_B - p) (V - x + V_0 + v).$$

Les capteurs manométriques à résistance ou à capacitance mesurent des variations de pression de 10 cm H_2O avec un changement de volume qui n'excède pas quelques centièmes de ml.

Un ballon de très faible volume est donc suffisant pour la mesure des variations de la pression œsophagienne.

C. — Dimensions du cathéter reliant le ballon au manomètre

Le temps de réponse et l'amortissement de l'ensemble manométrique dépendent du volume d'air qui doit passer du ballon à la chambre du manomètre, d'autre part de la section et de la longueur du cathéter.

FRY (1952) a montré qu'une jauge de pression STATHAM répondait à $\pm 5\%$ pour des fréquences de 30 cps avec un cathéter en polyéthylène long de 65 cm, d'un diamètre intérieur de 0,86 mm, mais que, pour assurer la même réponse avec une jauge de pression de plus grand volume, il fallait utiliser un cathéter d'un diamètre intérieur de 1,77 mm. Le remplacement du cathéter de 65 cm par un cathéter de 30 cm réduisait de 30 à 20 cps la fréquence maximale transmise à $\pm 5\%$ près.

Toutes ces données établissent qu'il y a intérêt à choisir un manomètre répondant avec un déplacement d'air aussi réduit que possible. Avec un cathéter de section minimale les avantages seront importants : diminution du réflexe nauséeux, salivation moins abondante, réduction des mouvements de déglutition et des contractions œsophagiennes, étanchéité plus facile à obtenir au niveau du masque...

D. — Dimensions du ballon

La nécessité d'adopter de « longs ballons » par opposition aux « courts ballons », de 3 à 5 cm de long, employés par BUYTENDIJK (1949) n'est plus discutée. L'expérience établit en effet, que les ballons longs permettant une prise de pression moins sensible à des variations locales et, de ce fait, autorisent des mesures moins perturbées par les battements cardiaques (MEAD 1955).

Les dimensions proposées par PETIT et MILIC EMILI (1958) (15 cm de long - 4,8 cm au minimum pour le périmètre) peuvent être réduites avantageusement. Pour un sujet de taille moyenne, si l'extrémité inférieure d'un ballon long de 15 cm est maintenue à 2 ou 3 cm au-dessus du cardia, la partie supérieure se situe dans une portion œsophagienne où la musculature striée n'est pas négligeable (CRAEMER 1957), au niveau de la crosse de l'aorte.

Sans doute, dans une lumière ovalaire et pour un volume d'air donné, un ballon à grand périmètre permet-il un meilleur remplissage de la cavité avec une moindre participation pariétale. Il est néanmoins possible, avec un manomètre exigeant un faible déplacement d'air pour mesurer une variation de pression, d'obtenir d'excellents enregistrements avec des ballons d'un périmètre très inférieur à 4,8 cm (fig. 21).

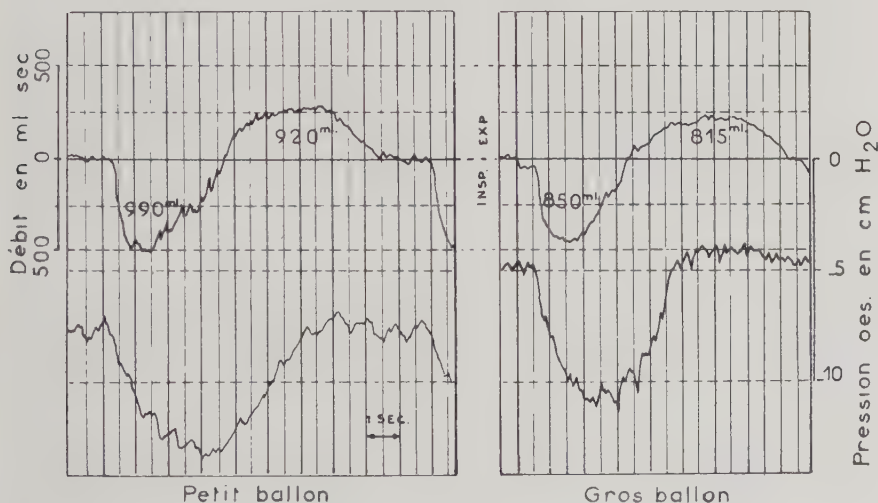


Fig. 21

Enregistrement des pressions œsophagiennes chez le même sujet.

Petit ballon : longueur 13 cm, diamètre 0,375 cm, périmètre 1,22 cm, volume de remplissage 0,25 ml.

Gros ballon : longueur 13 cm, diamètre 1,320 cm, périmètre 4,95 cm, volume de remplissage 2 ml.

Une étude comparative de ballons de différentes tailles doit se faire en deux temps. Au cours d'une première phase, mécanique, il faut s'assurer que les ballons expérimentés donnent des réponses correctes lorsqu'ils sont placés dans une cavité rigide à l'intérieur de laquelle on fait varier la pression. La seconde phase, physiologique, est constituée par la comparaison des mesures obtenues avec les différents ballons dans les conditions habituelles d'utilisation.

a) Etude mécanique. — Un dispositif monté conformément au schéma de la figure 22, facilite les essais.

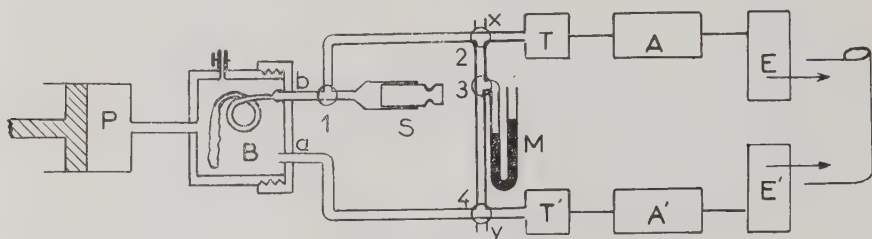


Fig. 22

Schéma du dispositif utilisé pour l'essai statique de l'ensemble ballon cathéter.

Un récipient B, fermé par un couvercle étanche en plexiglass est relié par un tube à une pompe P. Sur le couvercle sont branchés : 1°) une tubulure permettant l'enregistrement des pressions à l'intérieur de B, 2°) un ajustage (b) permettant de brancher à l'intérieur du récipient le ballon à essayer monté sur son cathéter et de le relier à une chaîne de mesure comportant un capteur de pression (Strain gauge Statham) T, une amplificateur à courant continu A, et un enregistreur à plume (Sefram) E. Le ballon est rempli à des volumes variables pour chaque série d'expériences avec la seringue S. Un manomètre à liquide M, et des robinets à trois voies (2, 3 et 4), rendent possible l'étalonnage de chacune des chaînes. La précision du dispositif de contrôle n'excède pas le mm H_2O . L'inclinaison du manomètre, l'utilisation d'alcool octylique ou d'eau contenant des sels biliaries au lieu d'eau ordinaire, améliorent la précision. La mise en communication de chacune des branches du manomètre M avec les points x et y, met en évidence toute différence de pression entre l'intérieur du ballon et l'intérieur du récipient B.

1° Essais statiques. — Le ballon est rempli d'une certaine quantité d'air, puis le robinet 1 est tourné pour isoler la seringue. En modifiant la position du piston de la pompe on fait varier la pression dans l'enceinte, par paliers de 1 cm H_2O , entre -15 et $+15$ cm H_2O . L'opération est faite une première fois en augmentant les pressions, une seconde fois en les faisant décroître.

Le volume d'air contenu dans le ballon est alors changé pour une nouvelle série de mesures...

Les résultats obtenus, soit avec un petit ballon de 25 mm de périmètre, long de 12 cm, gonflé avec 1, 2, 3 ou 4 ml d'air, soit avec un gros ballon de même longueur, mais de 42 mm. de périmètre, gonflé avec 1, 2, 4 ou 8 ml d'air sont comparables.

Quels que soient le diamètre du ballonnet utilisé et le volume d'air contenu dans le ballon, dans les limites de l'expérience, l'égalité des mesures sur les deux chaînes est assurée à moins de 3 mm H_2O près.

2°/ **Essais dynamiques. Temps de réponse de l'appareillage.** — Le même dispositif permettrait une comparaison dynamique en actionnant le piston de la pompe à des rythmes divers, mais il est plus simple d'utiliser un autre montage mettant en évidence le temps de réponse de l'ensemble ballon-cathéter enregistreur (fig. 23), pour une onde de changement de pression à front raide (signal carré).

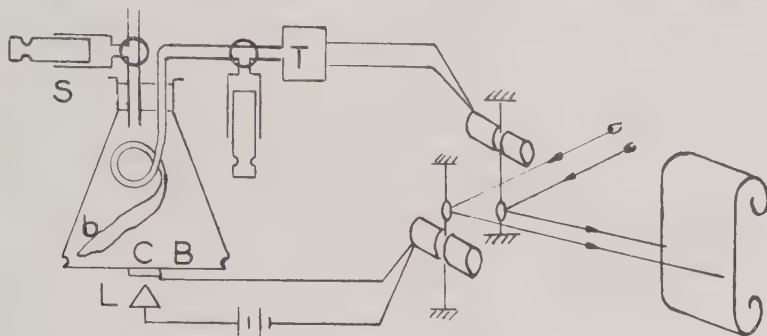


Fig. 23

Schéma du dispositif utilisé pour la mesure du temps de réponse du système ballon cathéter.

Le ballon *b*, monté à l'extrémité de son cathéter est placé à l'intérieur du récipient *B*, fermé à sa partie inférieure par une membrane de cellophane tendue, sur laquelle est fixé un contact métallique *C*. Une seringue *S*, permet de créer à l'intérieur du récipient une pression positive ou négative de quelques cm H_2O . Un capteur de pression envoie directement ses indications sur un galvanomètre à miroir sans amplificateur intermédiaire (*).

Le contact métallique est relié à un circuit électrique qui inscrit un signal lorsqu'une lame *L* vient perforer la membrane au niveau du contact.

Le récipient étant en communication avec l'extérieur, le ballon est rempli à son volume d'utilisation (2 ml). Le récipient est alors fermé, puis l'enregistreur est mis en route pendant quelques instants pour marquer la ligne correspondant à la pression zéro (P_B). Une pression négative de 3 cm H_2O est créée dans le récipient. L'enregistreur est remis en route et la membrane brusquement déchirée au niveau du contact. La pression à l'intérieur du récipient se trouve rétablie au niveau de la pression atmosphérique. En raison de la brièveté du phénomène provoqué, le signal donné peut être assimilé au front d'un signal carré. La réponse enregistrée par l'intermédiaire du ballon est obtenue en un temps inférieur à 0,02 sec. à 95 % de la valeur du signal. L'oscillation parasite, inférieure à 5 %, est amortie en moins de 0,03 sec.

L'expérience est renouvelée avec une pression positive de 3 cm H_2O . Le temps de réponse est identique.

b/ Etude physiologique. — Des mesures comparatives de la pression intracéphalique sont faites sur trois sujets respirant normalement, en utilisant alternativement les deux types de ballon, gonflés à différents volumes. Dans un premier groupe d'expériences le volume d'air contenu dans le ballon est modifié entre les mesures

(*) L'envoi du signal sur l'écran d'un oscilloscope permet un contrôle visuel plus précis.

au cours de la respiration normale ; dans un second groupe, il est modifié pendant une apnée volontaire du sujet. Les résultats obtenus au cours de ces deux groupes d'expériences sont identiques et peuvent être confondus dans un même schéma. Chaque point représente la moyenne de 36 mesures (fig. 24).

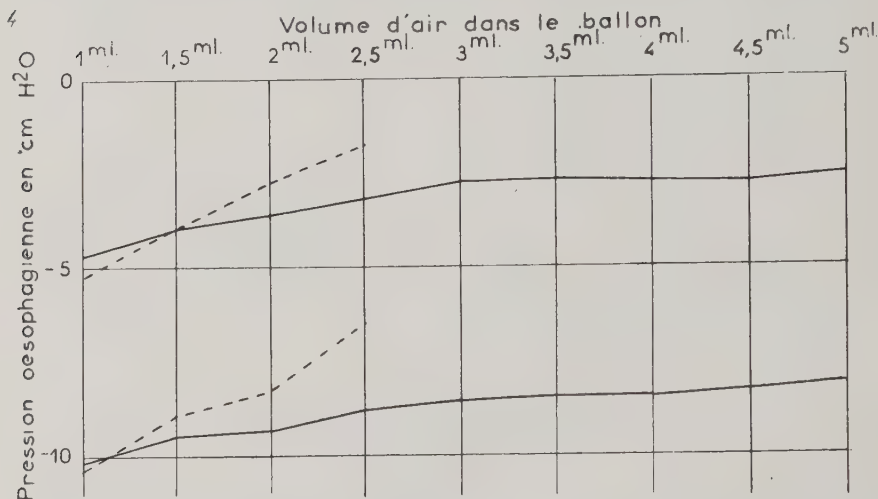


Fig. 24

Comparaison des pressions intracœsophagiennes maximales et minimales mesurées avec un petit ballon et un gros ballon.

En pointillé : mesures avec le petit ballon.

En trait continu : mesures avec le gros ballon.

Ces courbes montrent que :

1°) Pour des volumes de remplissages du ballon variant entre 1 et 1,5 ml, les pressions œsophagiennes mesurées sont du même ordre pour les deux types de ballon.

2°) Lorsque l'on augmente le volume de remplissage d'un ballon, les valeurs enregistrées deviennent plus rapidement positives pour les pressions œsophagiennes maximales et minimales lorsque l'on utilise un ballon de petit diamètre. Cette modification des pressions mesurées confirme l'hypothèse d'une participation pariétale de l'œsophage dont l'existence se manifeste même pour de faibles volumes de remplissage.

Les différences entre les pressions mesurées avec les deux types de ballon sont toutefois inférieures à celles publiées par PETIT et MILIĆ EMILI (1958). La compliance œsophagienne mesurée avec le gros ballon (13 cm H₂O/ml/cm d'œsophage) est voisine de celle observée par ces mêmes auteurs (16 cm H₂O/ml/cm d'œsophage).

Un essai effectué avec un très petit ballon (diamètre = 3,75 mm), contenant 0,25 ml d'air, a montré que, contrairement à ce que laisse penser la courbe publiée par MEAD, en 1955, et plusieurs fois reproduite par la suite, il est possible d'obtenir des mesures satisfaisantes avec des volumes d'air inférieurs au ml (fig. 21, p. 49).

E. — Position du ballon à l'intérieur de l'œsophage

Des considérations anatomiques et histologiques exposées au début de ce chapitre, conduisent à penser que la zone la plus favorable pour la prise des pressions intracœsophagiennes se situe dans la

partie inférieure de l'œsophage, où la présence d'un corps étranger provoque le minimum de contractions parasites (CREAMER 1957).

Il est souhaitable d'arriver à proximité du cardia, où les variations de pression sont les plus élevées (MEAD 1955), mais il faut éviter d'engager le ballon dans le sphincter qui remonte de 2 ou 3 cm au-dessus du hiatus diaphragmatique (INGELFINGER 1958 - FLESHLER 1958). Il ne semble pas, d'autre part, qu'il y ait intérêt à ce que la partie supérieure du ballon dépasse le niveau de la crosse de l'aorte. Ainsi, la position optimale et la longueur du ballon se trouvent-elles imposées avec une tolérance réduite.

Plusieurs moyens peuvent être employés pour déterminer l'emplacement du ballon dans l'œsophage : Le passage du ballon au travers du cardia se traduit par une inversion des pressions. Négatives dans l'œsophage, les pressions deviennent positives dans l'estomac. Ce phénomène peut être utilisé pour repérer la position approximative du ballon. La détermination de la position du cardia sous écran radioscopique constitue un procédé plus précis. Enfin, les traités d'œsophagoscopie (TERRACOL 1958), reproduisent les valeurs classiques publiées par VON HACKER et CHEVALIER JACKSON (distance incisives-cardia 40 cm pour l'homme, 37,5 cm pour la femme, incisives-aorte 23 cm). Ces données, corrigées en fonction de la taille du sujet, sont suffisantes pour permettre une mise en place correcte du ballon.

F. — Posture du sujet

Suivant la posture du sujet, la répartition du poids des viscères thoraciques et abdominaux n'est pas la même des deux côtés du diaphragme, les divers organes n'occupent par la même position relative les uns par rapport aux autres à l'intérieur du thorax et de l'abdomen, la pression intraabdominale au niveau du diaphragme varie de plusieurs cm H₂O, la répartition de la ventilation dans les lobes pulmonaires change, la circulation dans les différents territoires pulmonaires se modifie.

Les propriétés mécaniques de la paroi œsophagienne, au travers de laquelle s'effectuent les mesures de la pression intrathoracique, dépendent également de la position du corps du sujet. Ainsi s'expliquent les différences que l'on observe dans les mesures de la pression intracœsophagienne suivant la posture du sujet (fig. 25). Les compa-



Fig. 25

Variations de la pression intracœsophagienne sur un sujet suivant la posture.

Courbe supérieure : pneumotachogramme.

Courbe inférieure : barogramme œsophagien.

raisons entre différentes mesures de la pression doivent se faire pour un sujet occupant toujours la même position. La meilleur concordance entre les pressions intracésophagienne et intrapleurale étant constatée en position debout (MEAD et GAENSLER 1959) il est souhaitable de s'écarter le moins possible de la position verticale.

En position assise, il arrive que les perturbations cardiaques se superposent à l'enregistrement des variations de la pression intrathoracique d'origine ventilatoire. L'enregistrement des battements cardiaques sur un tracé de la pression intracésophagienne n'est pas un obstacle à son utilisation, mais il est nécessaire de reconstituer la courbe du barogramme sans accident d'origine cardiaque. Pour y parvenir, la forme et l'intensité des artefacts sont déterminés au cours d'une période d'apnée ou de pause ventilatoire. Les accidents cardiaques sont ensuite soigneusement repérés sur l'enregistrement, puis, à chaque instant, le barogramme est corrigé (fig. 26), d'une valeur égale à la perturbation cardiaque.

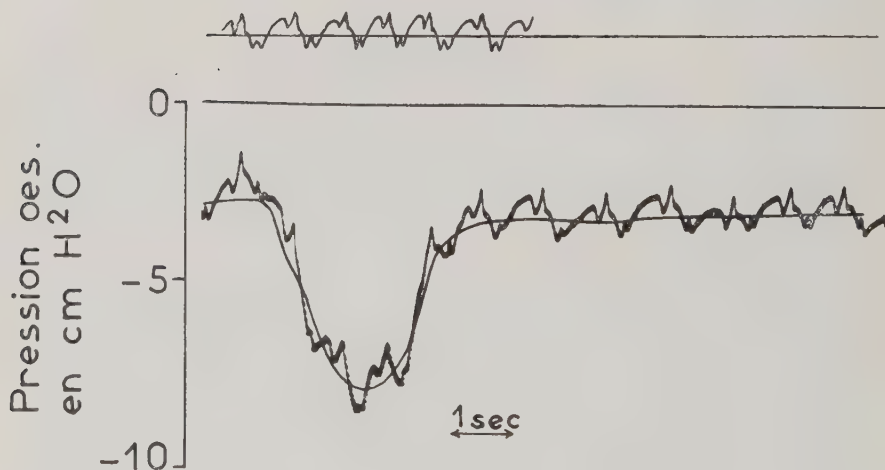


Fig. 26

Reconstitution du barogramme œsophagien non perturbé

Courbe supérieure : reconstitution de la perturbation d'origine cardiaque.

Courbes inférieures superposées :

le barogramme enregistré. Le barogramme reconstitué.

Conclusions

Les grandeurs étudiées et les techniques de mesure employées peuvent se résumer dans le tableau suivant :

Nature des données à obtenir	Symbole	Appareillage mis en œuvre	Obtention du résultat par
Débit instantané.	$\dot{V} = \frac{dV}{dt} = f(t)$	Pneumotachogr.	mesure directe
Instant de débit nul.	V_0	dt^0	dt^0
Fréquence ventilat.	f	dt^0	$\frac{n \text{ cycles}}{\text{temps}}$
Volume inspiré.	V_i	Pneumo. + intégr.	$\int_0^{t_i} f(t) \times dt$
Volume expiré.	V_e	dt^0	$\int_{t_i}^{t_e} f(t) \times dt$
Débit ventil. total.	V_T	dt^0	$V \times t$
Pression buccale.	P_{buc}	Manomètre.	mesure directe
Pression intrathor.	P_{oes}	Ballon + mano.	dt^0
Pression barométr.	P_B	Baromètre.	dt^0

En pratique, l'appareillage est constitué suivant le schéma de la figure 27.

Débits — Pneumotachographe de FLEISCH N° 1 relié à un manomètre à résistance, Strain gauge STATHAM P 97 — 0,05 D — 120. Enregistrement optique.

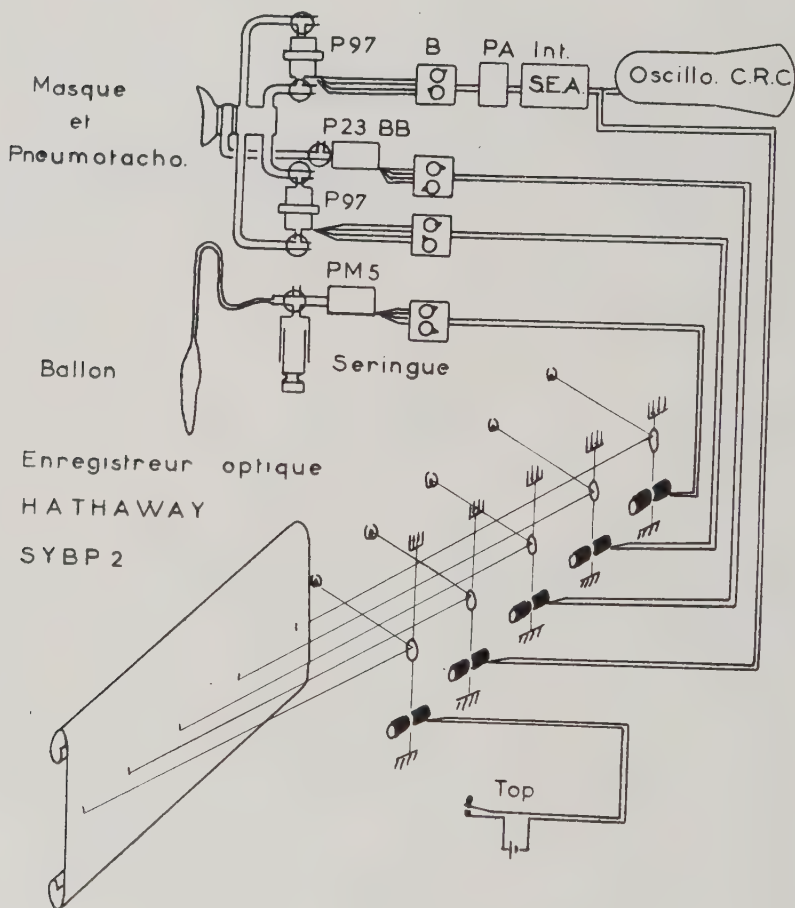


Fig. 27

Ensemble de l'appareillage utilisé au cours de l'expérience pour l'enregistrement.

Volume d'air déplacé. — Pneumotachographe de FLEISCH N° 1 relié à un manomètre à résistance, Strain gauge STATHAM P 97 — 0,05 D — 1000, alimenté en courant continu. L'intégration est assurée par une chaîne comprenant un préamplificateur à transistors (PA) conforme au schéma représenté p. 42 (transistors Raythéon 2N 329 A) suivi d'un intégrateur électronique S.E.A. Enregistrement optique contrôlé par oscilloscope C.R.C. Type OC 422 C.

Les volumes sont également obtenus par intégration, graphique ou planimétrique des débits enregistrés.

Pression buccale. — Manomètre à résistance, Strain gauge STATHAM P. 23 BB 0—5 cm Hg. Enregistrement optique.

Pression intrathoracique. — Capteur : Ballon de latex prévulcanisé (diamètre 15 mm — longueur 130 mm — épaisseur < 0,20 mm — Volume admis sans distension 24 ml — Volume d'air introduit dans le ballon pour les mesures 2 ml.

Cathéter de liaison entre ballon et chambre du manomètre (diamètre extérieur 1,90 mm, diamètre intérieur 1,40 — longueur 800 mm).

Manomètre à résistance. Strain gauge STATHAM P5 — 0,3 G 120 dont la chambre a été réduite à un volume minimal par remplissage partiel avec de la paraffine. Enregistrement optique.

Enregistrement. — Toutes les mesures sont enregistrées sur une bande unique par une caméra optique photographique HATHAWAY type SYBP2.

APPENDICE

TECHNIQUE DE FABRICATION ET DE MONTAGE DES BALLONNETS ŒSOPHAGIENS

L'usage de ballonnets en caoutchouc moulé pour mesurer les pressions œsophagiennes est général dans les laboratoires étudiant la mécanique ventilatoire. Si des travaux ont montré qu'il était possible d'utiliser des ballons en plastique (1), il ne semble pas que leur emploi se soit généralisé, la substance utilisée, un chlorure de polyvinyl, commercialisé sous le nom de « Pliobond », n'est pas disponible en France. De même, la fabrication de ballons découpés dans une feuille de latex ne paraît pas correspondre à une technique fréquemment adoptée (2).

S'il est exact que les ballonnets de latex sont relativement fragiles et qu'ils deviennent inutilisables après quelques séries de mesures, leur fabrication ne présente guère de difficultés si l'on procède avec soin et méthode.

Méthode

La substance utilisée : « Vulcafran » (a) est un latex à 60 % de caoutchouc sec, prévulcanisé à froid. Sa conservation en emballage d'origine est satisfaisante entre 6 et 20° C. Au-delà de 20° C., en quelques mois, pour les températures légèrement supérieures, la substance s'altère, devient visqueuse, la couche au contact de l'air forme une membrane à éliminer.

Les moules sont fabriqués avec du tube de verre du diamètre choisi. D'autres matériaux peuvent être utilisés : acier inoxydable, acier chromé, aluminium. Les alliages contenant du cuivre ou du manganèse doivent être rejetés. Il est essentiel que la surface au contact du latex soit polie afin de permettre un bon démoulage.

La longueur des moules est égale à 21 cm. Le bout plein est arrondi, cependant que l'autre extrémité est percée d'un trou latéral permettant de les suspendre.

(1) CRANE M.G., HAMILTON D.A., and AFFELDT J.E. - 1956 - A plastic balloon for recording intracesophageal pressures. Appl Phys. Vol. 8 numb. 6, p. 585-587.

(2) SCHILDER D.P., HYATT R.E. and FRY D.L. - 1959 - An improved balloon system for measuring intracesophageal pressure. Appl. Phys Vol. 14 Numb. 6 p. 1057-58.

(a) S. A. Franterre, 67, rue de Courcelles - Paris.

Préparation

Le « Vulcafran » additionné d'eau distillée ammoniacale, dans la proportion de 75 % de produit pour 25 % d'eau, est vidé dans une éprouvette de 250 ml. Toutes les opérations sont réalisées aussi soigneusement que possible, en évitant la formation des bulles d'air qui causeraient des trous minuscules dans la paroi de latex après vulcanisation.

Les moules sont lavés avec un produit détergent, passés successivement dans des bains d'eau acidulée (acide nitrique), puis d'eau alcaline (eau ammoniacale), pour être finalement rincés à l'eau distillée.

Lorsque les moules sont secs, ils sont trempés quelques instants dans le mélange de Vucafran. Par des mouvements appropriés, l'opérateur s'efforce de maintenir sur le moule une couche aussi homogène que possible. Sans attendre la siccité de cette première couche, il procède à un second trempage. Cette technique a l'avantage de donner une proportion de ballons étanches très supérieure à celle obtenue en appliquant le produit en une seule fois. Les microbulles, très difficiles à éviter, se trouvent en effet recouvertes d'une couche de substance suffisante pour éviter qu'elles percent la paroi lorsqu'elles éclatent au cours de la vulcanisation.

Le double trempage étant terminé, le séchage s'opère à l'air libre ou à l'étuve, à 60° C. Il est suivi d'une vulcanisation à l'étuve à 120° C., pendant 5 minutes.

Après refroidissement, le démoulage s'effectue après talcage abondant des ballonnets, en roulant le latex en anneau sur le cylindre de verre. Il est indispensable, au cours de cette opération, que les ballons soient, en permanence, enduits de talc sur les deux faces. Chaque ballonnet est alors vérifié par gonflage dans un cristallisateur rempli d'eau.

Montage des ballonnets

Le ballonnet, dont la longueur utile est réduite à 13 cm., est fixé sur un cathéter en polyéthylène de 80 cm. dont le diamètre intérieur est de 1,40 mm, et le diamètre extérieur de 1,90 mm. Une extrémité du cathéter est percée d'une dizaine de trous latéraux, sur une longueur de 6 à 7 cm., qui est introduite à l'intérieur du ballon. La ligature du ballon sur le cathéter est faite avec un fil de nylon très fin, l'étanchéité étant assurée par une goutte de colle cellulosique.

La surliure est elle-même recouverte d'une mince couche de collodion pour la rendre parfaitement lisse. L'extrémité libre du cathéter est montée sur un mandrin découpé dans une aiguille pour injection hypodermique.

Caractéristiques des ballonnets

L'emploi de cette méthode de fabrication permet d'obtenir des ballons dont l'épaisseur de paroi varie entre 0,15 mm. à 0,20 mm. Leur diamètre correspond à celui du moule. Une éprouvette de 10 mm. de large, taillée dans la paroi du ballonnet, supporte un allongement linéaire de 8 fois sa longueur initiale, elle ne se rompt pas sous la traction exercée par un poids de 1 kg. Les ballons résistent à une pression interne de 70 cm d'eau et acceptent sans éclater,

un volume supérieur à 100 fois leur volume initial qu'ils retrouvent, peu modifié après une distension maintenue pendant une heure. Leur élasticité est excellente : un ballonnet de 7 mm de diamètre et de 13 cm de long, dont le volume de remplissage sans distension est de l'ordre de 5 ml, peut être gonflé au volume de 25 ml sous une pression de 1 cm d'eau.

La conservation des ballonnets, à l'abri de la lumière, est bonne pendant plusieurs mois. Si l'on prend soin de les laver à l'eau savonneuse et de les talquer après emploi, ils servent à de nombreuses expériences.

Résumé

Les ballonnets utilisés pour les prises de pression œsophagiennes doivent réunir certaines qualités physiques de résistance, de finesse et de bonne conservation. L'utilisation de moules en verre, l'emploi de latex prévulcanisé, permettent la confection de ballons qui répondent aux besoins des mesures de pressions intracœsophagiennes. Leur fabrication, si elle ne présente pas de difficultés, impose néanmoins une technique minutieuse pour obtenir d'excellents résultats.

TROISIÈME PARTIE

Etude des Réflexes Ventilatoires
d'origine Proprioceptive
chez l'Homme

HISTORIQUE

Chez l'Homme et chez l'Animal la régulation de la respiration dépend de mécanismes nerveux et humoraux. L'existence d'une régulation réflexe de la respiration, pressentie par MARSHALL HALL, en 1836, démontrée et largement étudiée chez l'animal à la fin du siècle dernier, reste encore imprécise chez l'Homme.

I. — MISE EN EVIDENCE DES REFLEXES PROPRIOCEPTIFS CHEZ L'ANIMAL

A. — Réflexe inhibiteur de l'inspiration de Hering et Breuer

En 1868, HERING et BREUER constatent que, si l'on obture la trachée d'un chien à la fin d'une inspiration spontanée ou à la fin d'une insufflation modérée d'air dans les poumons, les pressions trachéales restent positives pendant un temps supérieur à la durée d'une expiration normale : l'activité rythmique des centres respiratoires est interrompue. Ainsi, la distension du thorax exerce-t-elle une action inhibitrice sur ces centres.

HEAD, en 1889, enregistre le myogramme d'une languette de diaphragme sur un lapin dont les poumons sont artificiellement distendus. Les résultats obtenus montrent que l'insufflation d'une certaine quantité d'air dans les poumons amène une relaxation instantanée, complète et prolongée des muscles diaphragmatiques. Les techniques d'électromyographie diaphragmatique (CUENOD 1960), d'électrographie du nerf phrénique ont confirmé ces résultats.

HERING et BREUER montrent de plus que le réflexe décrit disparaît si l'on sectionne les vagues. HEAD (1889), TORRANCE et WHITTERIDGE (1948), obtiennent le même résultat par refroidissement des vagues. Des enervations sélectives au niveau du hile ont permis d'établir que la voie afférente trouvait son origine dans l'appareil broncho-pulmonaire (ANREP et SAMANN 1913).

Depuis le début du siècle, les histologistes ont décrit (LARSELL 1921-1922 ; GAYLOR 1934 ; ELFTMANN 1935 ; WINKLER 1957), au niveau de la trachée, des bronches, des bronchioles, des sacs alvéolaires et de la plèvre, des terminaisons nerveuses dont la structure laisse à penser qu'elles pourraient constituer le dispositif récepteur du réflexe. Leurs travaux ont trouvé une confirmation dans les recherches des neurophysiologistes (ADRIAN 1933 ; WIDDICOMBE 1952 a - 1952 b - 1954 a - 1954 b - 1954 c).

B. — Réflexe excito-inspiratoire de Hering et Breuer

HERING et BREUER ont décrit un second réflexe, déclenché par une expiration forcée. Si on enregistre les pressions trachéales, après déflation forcée du thorax au-dessous du volume de relaxation, on observe une contraction inspiratoire prolongée.

II. — MISE EN EVIDENCE DES REFLEXES PROPRIOCEPTIFS CHEZ L'HOMME

Chez l'Homme, l'expérimentation se heurte à une double difficulté :

1°) Les méthodes sanglantes, utilisées chez l'animal, ne peuvent être employées.

2°) On n'est jamais certain que, chez le sujet éveillé, les résultats obtenus ne sont pas faussés par le psychisme du sujet.

L'expérimentation chez l'Homme est rendue cependant d'autant plus nécessaire que l'importance des réflexes de HERING-BREUER varie suivant les espèces animales (CROSFILL et WIDDICOMBE 1961, WIDDICOMBE 1961). Par suite, toute généralisation interspécifique est ici particulièrement imprudente.

Bien que, chez l'Homme, des structures anatomiques comparables à celles décrites chez l'animal aient été retrouvées (LARSELL et DOW 1963), l'existence de réflexes proprioceptifs pulmonaires n'est pas pour autant démontrée.

Les travaux de CHRISTIANSEN et HALDANE (1914), de HALDANE et MAVROGORDATO (1916), font état d'un réflexe inhibiteur de l'inspiration chez l'Homme. A la même époque, BOOTHBY et BERRY (1915) expérimentant sur eux-mêmes, obtiennent des résultats différents. BUCHER (1949) - RITZEL (1950) - MARSHALL et WIDDICOMBE (1958) indiquent que les deux réflexes sont faibles chez l'Homme. WIDDICOMBE (1961) après avoir fait remarquer que les travaux de HALDANE ont porté sur un petit nombre de sujets, dont on ignore s'ils étaient entraînés ou non, précise que le réflexe excitoinspiratoire est faible ou inexistant.

Malheureusement, la quasi totalité de cette expérimentation porte sur des sujets anesthésiés, et, quel que soit l'agent utilisé, le fait même de l'anesthésie témoigne d'une intoxication des centres nerveux dont la réactivité peut être altérée. Il n'est pas certain, a priori, que de tels résultats soient identiques à ceux que l'on obtiendrait sur un sujet normal.

A l'inverse de l'anesthésie, le sommeil spontané laisse le sujet dans un état qui, pour être différent de l'état de veille, ne sort pas du cadre physiologique normal et perturbe au minimum la réactivité. Sous réserve qu'il soit calme et profond, le sommeil, aussi bien que l'anesthésie, permet d'éliminer le facteur psychologique.

L'emploi de résistances additionnelles sur les voies aériennes supérieures peut entraîner deux sortes d'effets : les premiers, immédiats, sont d'origine nerveuse ; les seconds, plus tardifs, ont une origine complexe. Pour notre propos, visant à mettre en évidence chez l'Homme des réflexes thoraco pulmonaires dont l'existence est démontrée chez l'animal, le maintien de la résistance additionnelle ne doit pas s'étendre au-delà d'un cycle ventilatoire. Ce temps est suffisant pour permettre d'apprécier l'existence d'un réflexe et son intensité ; il est trop court pour que des réactions compensatrices humorales, aient eu le temps de se manifester. D'autre part, la brièveté d'action du phénomène perturbateur limite à un minimum le trouble apporté au sujet et diminue d'autant les risques de prise de conscience.

L'idée de tester l'existence et l'intensité des réflexes ventilatoires par le moyen de résistances additionnelles, exploitée par FLEISCH en 1928, a été reprise dans plusieurs travaux récents (CUENOD 1960 - CAMPBELL 1961) pour étudier le réflexe inhibiteur de l'inspiration chez l'Homme. Ces études ont porté principalement sur la fréquence, le volume courant, le débit ventilatoire instantané. Dans le présent

travail, non seulement ces grandeurs seront étudiées, mais la modification éventuelle de la force mise en jeu pour assurer la ventilation sera examinée.

SEUIL DE PERCEPTION DES RESISTANCES ADDITIONNELLES

La valeur des résistances additionnelles doit être fixée en fonction des critères suivantes :

1°) Etre assez élevée pour produire des effets ventilatoires mesurables.

2°) Etre suffisamment faible pour ne pas dépasser le seuil de perception du sujet.

La recherche de ce seuil de perception, très variable d'un individu à l'autre, apparaît donc comme une étape préliminaire essentielle.

I. — TECHNIQUE

A. — Les résistances additionnelles

Pour étudier la force totale assurant la ventilation, il est pratique d'utiliser des résistances entraînant une perte de charge qui soit une fonction linéaire du débit.

Les résistances, constituées par un ensemble de petits tuyaux accolés (qui divisent le courant aérien en minces filets dont l'écoulement est pratiquement lamellaire), remplissent cette condition. Leur simplicité permet d'en fabriquer aisément une série. Chaque résistance comporte 50 à 80 tubes de laiton, d'un diamètre intérieur égal à 0,9 mm, soudés les uns aux autres par une matière plastique de manière à former un faisceau cylindrique dont la longueur est adaptée à la résistance que l'on désire obtenir.

L'ensemble des résistances est monté en parallèle dans le circuit et il suffit d'obturer un ou plusieurs éléments pour obtenir un nombre important de combinaisons donnant une gamme de résistances dont la « linéarité » est suffisante, dans les limites des débits ventilatoires mesurés au repos sur le sujet (*) (fig. 28).

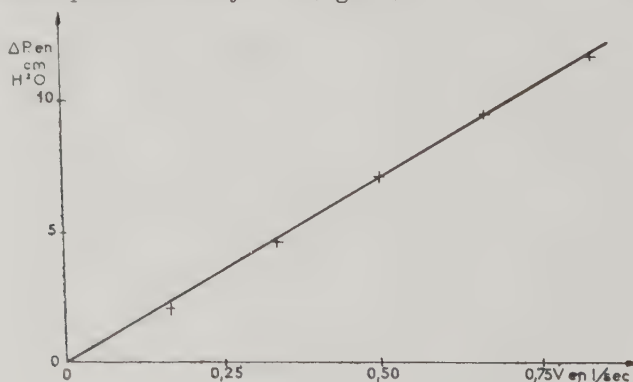


Fig. 28

Courbe d'étalonnage de la résistance R_3 .

(*) Sur le sujet étudié au cours de cette expérimentation le débit instantané maximal, sans résistance, était de 500 ml/sec. Avec la résistance additionnelle N° 3 le débit maximal tombait à 290 ml/sec.

Cinq combinaisons suffisent pour explorer une plage étendue de résistances. Leurs caractéristiques sont les suivantes :

N ^o de la résistance	Perte de charge en cm. H ₂ O pour un débit aérien de 1 l/sec.
1	3,3
2	6,2
3	13,8
4	17,6
5	32,6

B. — Dispositif expérimental

Le sujet (F. 30 ans), habitué au port du masque, est étendu confortablement sur un matelas pneumatique, jambes allongées, la partie supérieure du corps inclinée vers l'arrière, à 45° par rapport à l'horizontale. La tête est soutenue par un oreiller. Le sujet respire au travers d'un pneumotachographe de FLEISCH et de soupapes. Chacun de ces circuits peut déboucher à l'air libre, soit directement soit au travers de la résistance choisie (fig. 29). Ces circuits apportent, pour le débit instantané maximum du sujet, une résistance supplémentaire inférieure à 50 % de la résistance N^o 1.

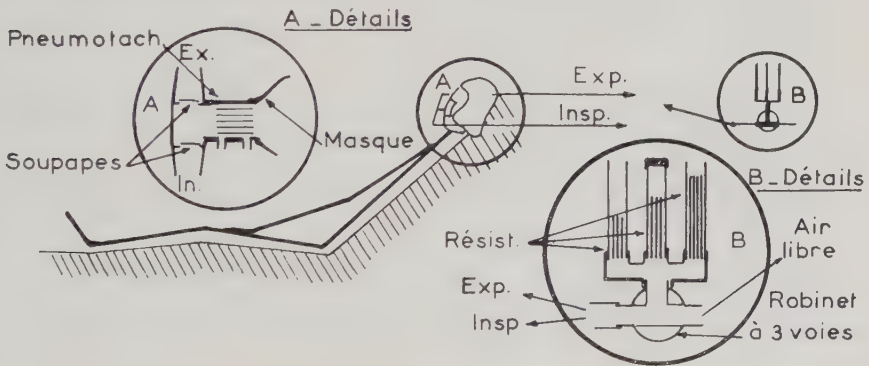


Fig. 29

Schéma de l'ensemble expérimental.

Le pneumotachographe, le spirogramme (par intégration des débits instantanés), le barogramme œsophagien, le barogramme buccal peuvent être enregistrés individuellement ou simultanément sur une bande unique.

II. — EXPERIMENTATION

A. — A l'état de veille

Le sujet étant éveillé, les résistances N° 1, 2 et 3 sont ajoutées à tour de rôle, à plusieurs reprises, dans un ordre déterminé par tirage au sort, tantôt sur le circuit inspiratoire, tantôt sur le circuit expiratoire, pendant un demi-cycle. Pour chaque épreuve, la résistance est posée pendant le demi-cycle précédant le demi-cycle à étudier. Le sujet dispose d'un contact électrique lui permettant de signaler toute perturbation dont il a conscience.

Les deux résistances les plus faibles (N°s 1 et 2) ne sont jamais perçues par le sujet qui, par contre, signale régulièrement la mise en circuit de la résistance N° 3, tout en indiquant qu'elle ne lui cause aucune gêne.

Le seuil de perception de ce sujet éveillé, nettement supérieur au seuil de perception moyen précisé par CAMPBELL (1961), se situe donc entre les résistances N°s 2 et 3, dans les limites indiquées par RATTENBORG (1960), dans la zone où, d'après CAMPBELL (1957), les muscles diaphragmatiques entrent en activité pour participer activement à la respiration.

B. — Durant le sommeil

La résistance N° 1 n'étant jamais perçue par le sujet éveillé et paraissant donner des effets ventilatoires très réduits est écartée pour cette nouvelle expérimentation qui est étendue aux résistances N°s 4 et 5.

Chaque résistance est posée plusieurs fois, soit sur le circuit inspiratoire, soit sur le circuit expiratoire, sans que le sujet endormi se réveille ou manifeste une gêne quelconque.

Des essais prolongés sur plusieurs inspirations ou expirations consécutives sont effectuées sans amener le réveil et sans trouble apparent du sujet.

Le seuil de perception des résistances est donc plus élevé au cours du sommeil qu'à l'état de veille. Chez ce sujet, endormi, chacune des cinq résistances peut être employée pour l'expérimentation.

MODIFICATION DES ELEMENTS CARACTERISTIQUES DU CYCLE VENTILATOIRE SOUS L'EFFET D'UNE RESISTANCE INSPIRATOIRE ADDITIONNELLE

I. — ETUDE DU PNEUMOTACHOGRAMME ET DU SPIROGRAMME

A. — Technique

Les conditions d'expérimentation sont identiques à celles exposées pour la recherche du seuil de perception (cf. p. 64). Les résistances N° 2 à 4 sont mises en circuit suivant un ordre déterminé par tirage au sort. Les épreuves sont réparties en plusieurs séries s'étendant sur un intervalle de temps total de trois semaines. Pour chaque série, la première résistance est mise en circuit plusieurs minutes après que le relâchement musculaire du sujet, son indifférence aux bruits extérieurs, son immobilité totale, la régularité de sa ventilation aient donné le sentiment que le sommeil était bien établi.

Une personne surveille le sujet, tout signe permettant de mettre en doute la profondeur du sommeil, tout test suivi d'une réaction (changement de position, soupir...) est écarté comme douteux. Les enregistrements au cours desquels le sujet déclare, à son réveil, n'avoir jamais eu conscience de ce qu'on a fait, sont seuls conservés.

B. — Résultats

Les résultats obtenus peuvent se résumer dans le tableau (N° 3 - page 70) qui fait ressortir :

- 1°) Une augmentation de la durée de l'inspiration.
- 2°) Une augmentation de la durée du cycle perturbé.
- 3°) Une diminution du volume courant.
- 4°) Une diminution du débit moyen durant le cycle perturbé.

La durée totale du cycle n'est significativement allongée que pour la résistance N° 3. Avec la résistance N° 5, il arrive que l'effort inspiratoire se relâche rapidement au point de provoquer une expiration de la petite quantité d'air inspirée (fig. 30).

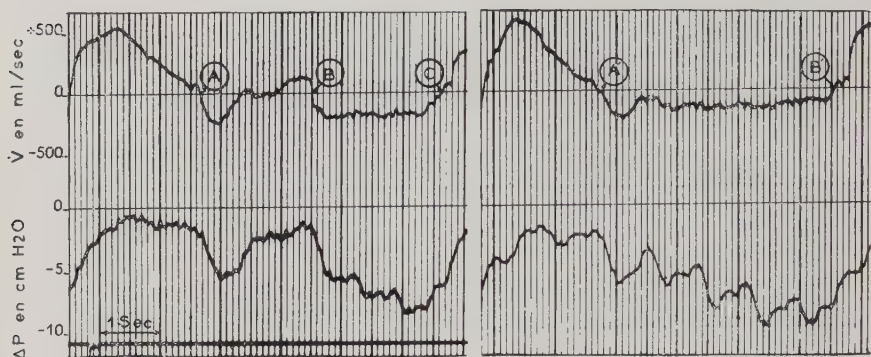


Fig. 30

Deux types de réponses observées avec la résistance de 32,6 cm H₂O/l/sec.

Courbe supérieure : pneumotachogramme.

Courbe inférieure : barogramme œsophagien

C. — Discussion

Une faible augmentation de la durée inspiratoire aux dépens du temps expiratoire est un phénomène prévisible, purement mécanique, qui doit se produire en l'absence de toute modification du régime de la force mise en œuvre pour assurer la ventilation. L'analyse du diagramme volume-pression montre, lorsque les résistances augmentent, un retard croissant de l'instant où se termine l'inspiration.

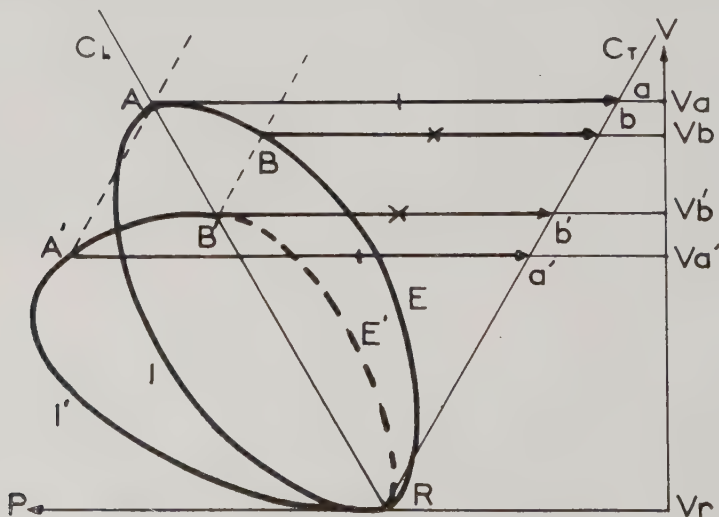


Fig. 31

Modification schématique du diagramme volume-pression sous l'effet d'une résistance additionnelle inspiratoire.

Soit un cycle ventilatoire RIAE, ne comportant que les résistances naturelles des voies respiratoires (fig. 31). Le point A correspond au volume courant atteint au temps T. A ce volume, l'ensemble poumon paroi exerce une force de rappel, représentée par le vecteur Aa, à laquelle s'oppose une force musculaire égale.

Pour un régime de force inchangé, l'augmentation de la résistance inspiratoire amène une diminution du débit instantané, la courbe P-V s'applatit et s'écarte de l'axe RA. Au temps T correspond alors le point A', un volume d'air inspiré $Va' (< Va)$, une force musculaire égale à celle exercée précédemment au point A, supérieure à la force élastique de rappel correspondant au volume Va' .

Au-delà du temps T, la force musculaire diminue progressivement. Cependant, lors d'une inspiration avec résistance additionnelle, elle reste suffisante jusqu'au temps $T+t$ pour assurer un complément d'inspiration et permettre d'atteindre le volume Vb' où elle équilibre exactement la force de rappel représentée par le vecteur $B'b' = Bb$.

Après une inspiration sans résistance additionnelle au temps $T+t$ l'expiration est amorcée et le volume pulmonaire est égale à $Vb (> Vb')$.

L'augmentation de la résistance inspiratoire aboutit donc, si la relation Force-temps est inchangée à une prolongation du temps inspiratoire et à un volume inspiré diminué.

Ce phénomène est analogue à celui que l'on observe dans un circuit électrique comportant un générateur de courant alternatif sinusoïdal qui charge un condensateur par l'intermédiaire d'une résistance dont on augmente la valeur. On sait que dans un tel circuit, la différence de potentiel aux bornes de la capacité suit les variations de l'intensité avec un retard de phase ($tg \varphi$) dont la valeur

est déterminée par la formule $tg \varphi = \frac{1}{2 \pi f. R. C.}$ dans laquelle f est la

fréquence du courant, R la résistance en ohms, C la capacité en farads.

OTIS a donné les équivalences suivantes entre les valeurs mécaniques et électriques :

Volume	V en litres	Charge	Q en coulombs
Débit	$\dot{V}$ en l/sec	Intensité	I en ampères
Pression	P en cm H ₂ O	Dif. de Pot.	V en volts
Résistance	R en cm H ₂ O/l/sec	Résistance	R en ohms
Compliance	C en l/cm H ₂ O	Capacité	C en farads

On constate expérimentalement que la force totale se développe en fonction du temps, au cours de chaque cycle ventilatoire, selon un cycle sensiblement sinusoïdal suivi d'un temps de repos (fig. 32, p. 71). L'analogie est suffisante pour permettre de calculer l'allongement de l'inspiration lors de l'augmentation de la résistance sur le circuit inspiratoire.

TABLEAU N° 3

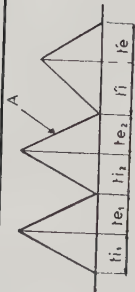
RESISTANCES INSPIRATOIRES

TEMPS EN SECONDES

$$\frac{t_{i_1} + t_{i_2}}{2} = \bar{t}_i$$

$$\frac{t_{e_1} + t_{e_2}}{2} = \bar{t}_e$$

No	Résistance	Références				Test		Différences			σ_x	t	n
		$\bar{t}_i$	$\bar{t}_e$	$\bar{t}_i + \bar{t}_e$	t'_i	$\bar{t}'_e$	$\bar{t}'_i + \bar{t}'_e$	$\bar{t}'_i - \bar{t}_i$	$\bar{t}'_e - \bar{t}_e$	$\frac{(\bar{t}'_i + \bar{t}'_e) - (\bar{t}_i + \bar{t}_e)}{(\bar{t}'_i + \bar{t}'_e)}$			
2	6,2	1,45	2,16	3,61	1,70	1,86	3,56	+ 0,25	- 0,30	- 0,05	0,154	0,3	10
3	13,8	1,41	2,07	3,48	2,14	1,82	3,96	+ 0,73	- 0,25	+ 0,51	0,22	2,3	12
4	17,6	1,50	2,08	3,58	2,00	1,72	3,72	+ 0,50	- 0,28	+ 0,22	0,15	1,4	13
5	32,6	1,51	2,21	3,72	2,41	1,77	4,18	+ 0,90	- 0,44	+ 0,46	0,31	1,5	14
	Moyen. Réf.	1,47	2,13	3,60									



VOLUMES (en ml)				
Résistance n°	2	3	4	5
Référence	606	591	593	610
Test	543	498	447	485
ΔV	-63	-93	-146	-125

DÉBIT MOYEN (ml/sec.)				
Résistance n°	2	3	4	5
Référence	168	170	166	164
Test	152	126	119	115
ΔV	-16	-44	-47	-49

Pose de la résistance au point A du spirogramme

En admettant une compliance totale de 100 ml/cm H₂O, une résistance naturelle de 4 cm H₂O/l/sec et une fréquence de 0,4 cycle par seconde pour la force totale

$$\operatorname{tg} \varphi = - \frac{1}{2 \pi \times 0,4 \times 4 \times 0,1} = - 1 \quad \varphi = - 45^{\circ}$$

avec les résistances naturelles seules le volume maximum inspiré est atteint avec un retard de :

$$\frac{45 \times 2,5}{360} = 0,31 \text{ sec}$$

l'inspiration durera : 1,25 + 0,31 = 1,56 sec.

Les durées de l'inspiration, calculées en fonction des résistances s'établissent suivant le tableau :

R. Naturelles	R. N° 3 (*)	R. N° 4 (*)	R. N° 5 (*)
1,56	1,77	1,80	1,83

Elles sont réparties au cours du cycle suivant le schéma (fig. 32).

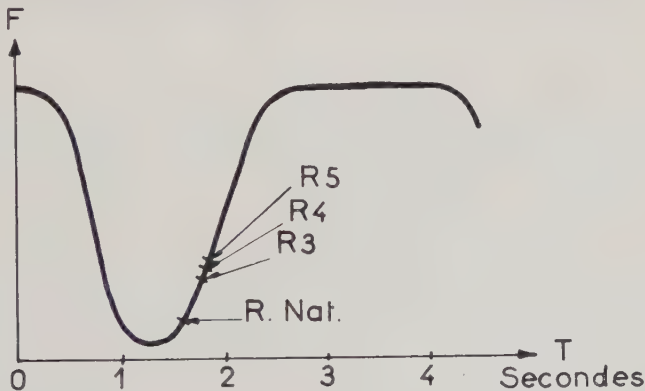


Fig. 32

Temps inspiratoires théoriques calculés en fonction des résistances additionnelles.

Si l'on considère la durée du temps expiratoire (sans résistance) suivant le demi-cycle perturbé, à partir du temps T+t, avec un régime de force inchangé, il est évident que la durée du temps expiratoire nécessaire pour évacuer le volume d'air Vb' ne peut excéder la durée du temps expiratoire du volume Vb (> Vb') si l'on revient au volume de relaxation (fig. 31 - page 68).

(*) Le calcul de ces durées suppose le déphasage instantané. Il ne tient pas compte du facteur transitoire qui intervient lors de la pose de la résistance et s'annule ensuite,

Ainsi, la diminution du volume d'air courant, l'écrêtement des débits instantanés, une faible prolongation du temps inspiratoire ne peuvent, en aucune façon, être considérés comme les indices d'une modification réflexe de la ventilation. Par contre, le raccourcissement du temps inspiratoire, un allongement de la durée totale du cycle ventilatoire sous l'effet d'une résistance additionnelle sont inconciliables avec un fonctionnement inchangé des centres respiratoires.

D. — Conclusion

L'augmentation de la durée du cycle total, observée au cours de cette expérimentation, prouve l'existence d'une modification réflexe du rythme sous l'effet d'une résistance additionnelle.

L'étude de la fonction $F=f(t)$, avec et sans résistance additionnelle, permet une nouvelle approche du problème.

II. — ETUDE DE LA FORCE TOTALE

A. — Principe

L'addition d'une résistance sur le circuit inspiratoire d'un individu ne doit pas, en l'absence de réflexe, perturber le cycle évolutif de la force totale mise en œuvre au cours de la première inspiration sous résistance. Tout changement de la fonction $F=f(t)$ amène à préciser l'importance du réflexe dont elle résulte.

Il est possible, en partant des valeurs mesurées sur un cycle référence, de déterminer quelles seraient les caractéristiques d'un cycle ventilatoire avec résistance additionnelle :

1°) dans l'hypothèse où le cycle évolutif de la force n'est pas modifié,

2°) dans l'hypothèse où la force est adaptée pour obtenir un spirogramme inchangé.

La comparaison du cycle test réel avec les cycles construits suivant ces deux hypothèses permet de le situer entre les limites de l'absence totale de réflexe et l'existence d'un réflexe assurant une compensation parfaite de la perturbation. Cette comparaison n'est toutefois valable que dans la limite où l'on admet que l'appareil respiratoire ne subit, après adjonction d'une résistance additionnelle, d'autre modification que celle de nature réflexe.

B. — Calcul des cycles théoriques sous résistance

Pour calculer les éléments du cycle théorique sous résistance additionnelle, il suffit d'établir l'équation qui lie l'évolution du débit ventilatoire instantané à la force totale.

Pendant la ventilation de repos la perte de charge au travers des voies aériennes peut être considérée comme proportionnelle au

débit. ROHRER (1915), avait admis que la perte de charge dans les voies aériennes pouvait s'exprimer par la formule $\Delta P = K_1 \dot{V} + K_2 \dot{V}^2$.

Si l'on adopte pour les coefficients K_1 et K_2 les valeurs proposées par MEAD et WHITTEMBERGER (1953) ($K_1 = 1,74$ et $K_2 = 0,28$), il apparaît que, pour le débit de 0,500 l/sec l'erreur commise sur ΔP n'excède par 6 % si l'on considère ΔP comme une fonction linéaire de $\dot{V}$.

En négligeant la résistance visqueuse des tissus ou en la considérant comme également proportionnelle au débit instantané, on peut écrire :

$$\Delta P = R \frac{dV}{dt} = R \times \dot{V} \quad (1)$$

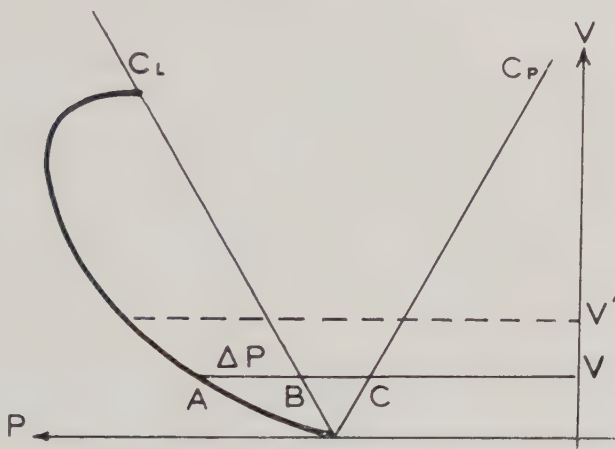


Fig. 33

Le diagramme volume-pression (fig. 33) montre que, à chaque instant, la force totale (F) mise en œuvre peut se décomposer en deux parties : l'une correspondant à la mise en tension de la paroi thoracique du tissu pulmonaire (BC, fonction de l'élastance totale et du volume), l'autre (AB, correspondant à la perte de charge le long des voies aériennes).

Si l'on admet que l'élastance pulmonaire et l'élastance pariétale sont d'égale valeur (cf. p. 28), l'élastance totale (E) est égale au double de chacune d'elles et l'on peut écrire :

$$\Delta P = F - (E \times V) \quad (2)$$

En combinant les deux équations (1) et (2) on obtient :

$$\dot{V} = \frac{F - (E \times V)}{R}$$

L'addition à la résistance naturelle R d'une résistance r porte la résistance totale à $R + r$.

Partant d'un volume initial V, il devient facile de connaître quel sera le nouveau débit $\dot{V}'$, correspondant au volume V', au bout d'un temps t après addition d'une résistance r. Nous aurons :

$$\dot{V}' = \frac{F' - (E \times \dot{V}')}{R + r}$$

$$\text{Or : } V' = V + (\dot{V}' \times t)$$

$$\text{donc : } \dot{V}' = \frac{F' - EV - E\dot{V}'t}{R+r} = \frac{F' - EV}{R+r+Et} \quad (3)$$

En fait, les débits aériens étant mesurés entre les temps auxquels sont mesurés les volumes, le temps est pris égal à $\frac{\Delta t}{2}$

Première hypothèse : Evolution de la force inchangée. — Si l'on admet que l'évolution de la force est inchangée, la force F' sera connue à chaque instant. Le débit sera donné au $\frac{t}{2}$ par la formule (3).

L'application de cette formule à chacun des instants du cycle permet de construire le nouveau pneumotachogramme que l'on doit obtenir avec la résistance totale $R+r$ dans cette hypothèse. Il est facile d'en tirer le spiogramme, le barogramme intra-thoracique et de construire la boucle du diagramme volume-pression théorique.

Deuxième hypothèse : Evolution du débit ventilatoire inchangé. — La même formule (3) permet de déterminer la valeur de la force F' le débit V' étant connu à chaque instant. Nous aurons :

$$F' = \dot{V}' \left(R+r + \frac{E \times t}{2} \right) + EV$$

Connaissant, par hypothèse, le débit à chaque instant, il est aisé de construire la courbe d'évolution de la force totale en fonction du temps pour la comparer à celle observée expérimentalement au cours du test. Le barogramme intrathoracique, le diagramme volume-pression peuvent également être établis.

C. — Techniques expérimentales

Le dispositif expérimental est identique à celui exposé au précédent chapitre. Les pressions intrasérophagiques sont enregistrées suivant la technique exposée p. 43 à 56.

Au cours d'une séance, six épreuves sont pratiquées avec la résistance N° 3 placée sur le circuit inspiratoire. Les enregistrements montrent une bonne homogénéité des caractéristiques des cycles références et des cycles tests ainsi que le montre le tableau suivant :

TABLEAU N° 4

n = 6	Référence		Test	
	Moyenne	σ	Moyenne	σ
Temps total (sec)	3.40	0.25	3.95	0.26
Temps inspir. (sec)	1.39	0.10	2.02	0.04
Temps expir. (sec)	2.01	0.23	1.93	0.24
Volume (l)	0.528	0.030	0.448	0.025
P. ces. max. (cm H ₂ O)	5.95	0.28	6.52	0.43

Pour faciliter la comparaison des six cycles références et des six cycles tests, il est établi, d'une part un cycle référence moyen, d'autre part un cycle test moyen. A cet effet, les différentes valeurs caractéristiques des cycles enregistrés sont relevées pour chacun des cycles à des intervalles de temps correspondant à $1/10^{\text{me}}$ de la durée du temps inspiratoire pour la première partie du cycle, à des intervalles de temps correspondant au $1/10^{\text{me}}$ du temps expiratoire pour la seconde partie du cycle.

Ces mesures servent à reconstituer un cycle référence dont la durée est fixée par la moyenne de la durée de l'inspiration et de l'expiration des six cycles références. Un cycle test moyen est reconstitué de la même façon.

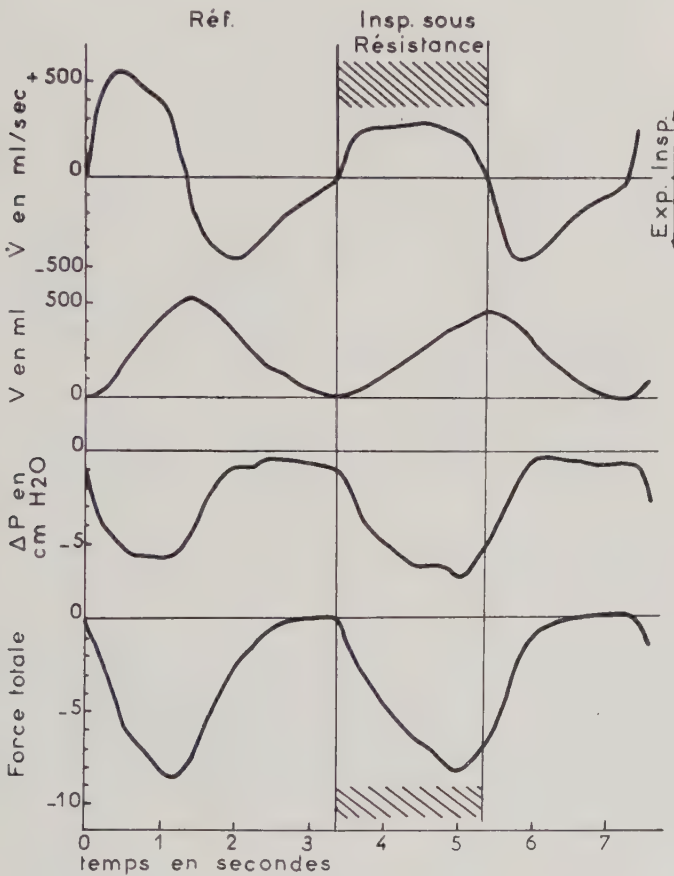


Fig. 34

Cycle référence suivi d'une inspiration sous résistance et d'une expiration à l'air libre (Moyenne de six cycles).

Partant de ces cycles moyens, deux diagrammes volume-pressure sont établis. Les lignes de compliance pulmonaire et pariétales sont

tracées. Les courbes représentatives de la force totale en fonction du temps sont établies dans les deux cas en vue de leur comparaison.

Les caractéristiques des cycles théoriques sont déterminées dans les deux hypothèses :

1^o) **Force totale inchangée.** — Le pneumotachogramme, le spiogramme, le barogramme œsophagien sont calculés, puis représentés graphiquement (fig. 35).

2^o) **Ventilation inchangée.** — Dans ce cas, le pneumotachogramme, le spiogramme sont identiques à ceux du cycle référence. Le barogramme œsophagien et le diagramme de la variation de la force totale, en fonction du temps, sont, après calculs, également représentés graphiquement (fig. 35).

D. — Résultats

Indépendamment des graphiques de la figure 35, les principaux éléments du cycle de référence moyen et du cycle test moyen, ainsi que les valeurs calculées dans les deux hypothèses, sont résumées dans le tableau N° 5.

La comparaison du test et de la référence fait ressortir une forte diminution des débits ventilés (maximal et moyen), une réduction du volume inspiré. La baisse du débit instantané maximal, la diminution du volume d'air courant sont des phénomènes qui trouvent une explication purement mécanique. L'allongement notable de la durée de l'inspiration — que ne peut expliquer un simple déphasage — entraîne un allongement de la durée du cycle entier. La force totale développée paraît peu perturbée au cours du test.

Si l'on met en parallèle le demi-cycle test, d'une part avec le demi-cycle référence, d'autre part avec les demi-cycles correspondant aux deux hypothèses, il apparaît que le demi-cycle test se situe entre le demi-cycle référence et le demi-cycle de la première hypothèse.

Il ressort d'autre part du calcul que, pour obtenir une ventilation inchangée, en dépit de l'adjonction de la résistance N° 3, la force totale mise en œuvre devrait être presque doublée alors qu'elle semble peu modifiée.

Chez le sujet étudié, au cours de cette expérience, l'addition d'une résistance inspiratoire sur les voies aériennes n'a pas causé de changement notable de l'intensité de la force totale mise en œuvre pour assurer l'inspiration. Mais l'allongement important du temps inspiratoire et de la durée totale du cycle montre cependant que les centres respiratoires sont immédiatement informés des troubles apportés au phénomène respiratoire. Ces expériences prouvent qu'il existe un contrôle réflexe de la ventilation, prenant son origine dans des récepteurs thoraco-pulmonaires.

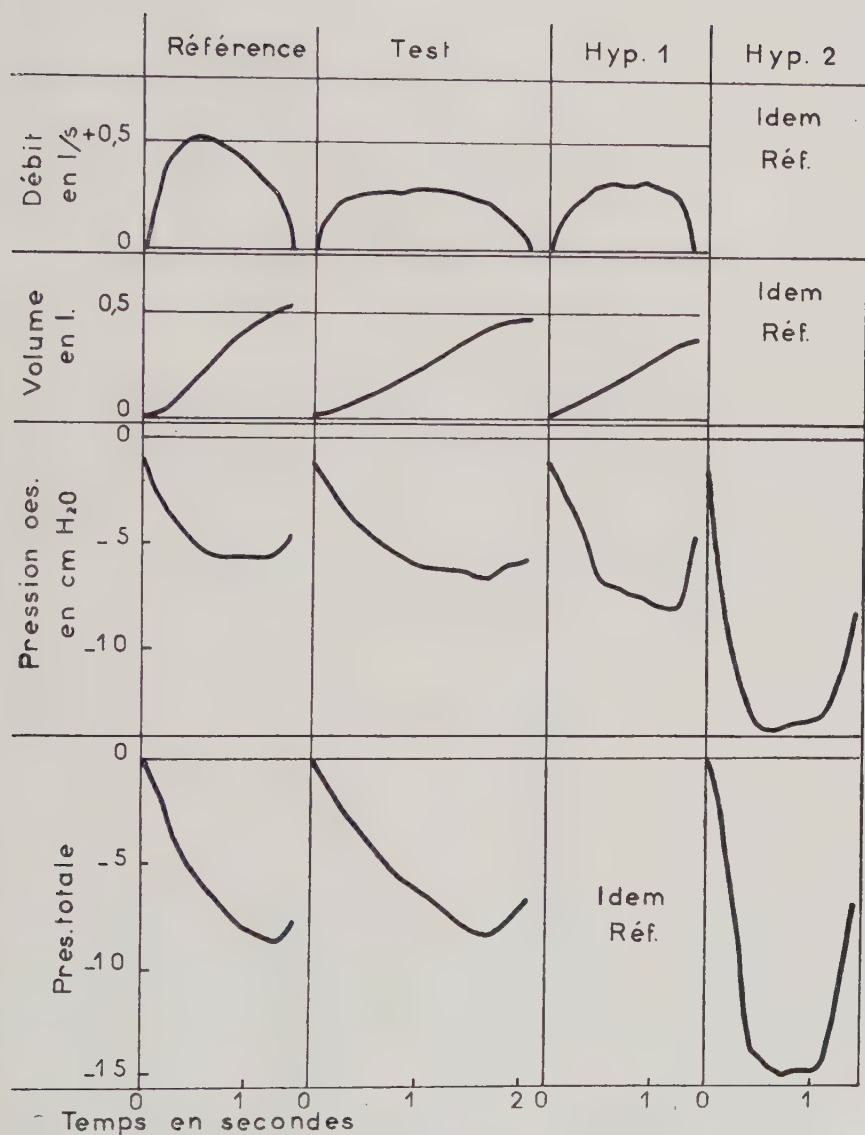


Fig. 35

Eléments de comparaison de l'inspiration référence,
inspiration test, inspiration calculée suivant les 2 hypothèses.

TABLEAU N° 5

n = 6	Réf.	Test	Δ	Δ %	1 ^{re} Hyp.	Δ	Δ %	2 ^e Hyp.	Δ	Δ %
Temps total (sec.)	3,40	3,95	+ 0,55	+ 26						
Temps insp. (sec.)	1,39	2,02	+ 0,63	+ 43						
Temps exp. (sec.)	2,01	1,93	— 0,08	— 4						
Vol. ventilé (l.)	0,528	0,448	— 0,08	— 15						
Débit max. (l./sec.)	0,525	0,280	— 0,245	— 47						
Débit insp. moyen (l./sec)	0,320	0,203	— 0,117	— 35						
Débit total moyen (l./sec)	0,155	0,131	— 0,024	— 15						
Δ P oes. (cm H ₂ O)	4,75	5,60	+ 0,85	+ 18						
Force max.	8,8	8,3	— 0,5	— 6						
Temps insp. de la référence										
					0,356	— 0,172	— 33	0,528	x x x	x x x
					0,309	— 0,216	— 42	0,525	x x x	x x x
					0,256	— 0,004	— 19	0,320	x x x	x x x
					0,105	— 0,050	— 32	0,155	x x x	x x x
					7,01	+ 2,26	+ 48	13,03	+ 8,28	+ 174
					8,8	x x	x x	15,2	+ 6,4	+ 74

MODIFICATION DES ELEMENTS CARACTERISTIQUES DU CYCLE VENTILATOIRE SOUS L'EFFET D'UNE RESISTANCE EXPIRATOIRE ADDITIONNELLE

Au cours de la précédente expérimentation la perturbation débutait à un volume thoracique voisin du volume de relaxation et se prolongeait pendant toute l'inspiration.

Placée sur le circuit expiratoire, la résistance additionnelle apporte une perturbation qui débute à un volume supérieur (volume de relaxation + volume d'air courant) et se prolonge pendant un demi-cycle durant lequel la décontraction des muscles inspiratoires accomplit un travail résistant.

I. — PRINCIPE

Le principe de l'expérimentation reste indentique à celui exposé pour l'étude de la résistance additionnelle inspiratoire (cf. p. 67).

Dans une première séries d'expériences, des résistances de valeurs croissantes sont placées sur le circuit expiratoire. Le temps du demi-cycle expiratoire sous résistance et du demi-cycle inspiratoire suivant (à l'air libre) sont mesurés.

Dans une seconde série d'expériences la résistance N° 3 est seule utilisée, les pressions intracésophagiennes sont enregistrées en même temps que le pneumotachogramme. Un cycle référence et un cycle test moyens sont établis. Le premier est comparé avec le cycle test qui est lui-même comparé avec les cycles calculés dans les deux hypothèses :

- 1°) d'un régime de la force non modifié,
- 2°) d'un régime de ventilation inchangée.

II. — ETUDE DU PNEUMOTACHOGRAMME ET DU SPIROGRAMME

Cette étude est réalisée sur le sujet endormi chez lequel a été étudiée l'influence d'une résistance inspiratoire additionnelle. Le dispositif expérimental est celui utilisé antérieurement. Les mêmes résistances sont mises en circuit suivant un ordre déterminé par tirage au sort exhaustif. L'expérimentation s'étend sur trois semaines.

L'examen du pneumotachogramme montre un écrépage du débit maximal (fig. 36, p. 85). Le spirogramme révèle : 1° une diminution du volume de l'air courant expiré. 2°) une augmentation de la réserve expiratoire. Le tableau N° 6, sur lequel sont groupés les résultats obtenus, précise l'importance de la baisse du débit moyen observée au cours du test. La réduction de 10 % avec la résistance N° 2 atteint 35 % avec la résistance N° 3. Le changement le plus apparent est l'augmentation du temps expiratoire, laquelle croît d'une façon assez régulière lorsque la perte de charge au travers des voies aériennes augmente (fig. 37). La durée du demi-cycle inspiratoire suivant l'expiration perturbée est peu changée.

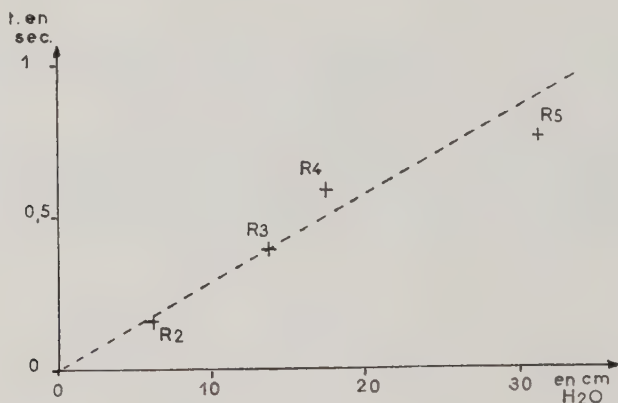


Fig. 37

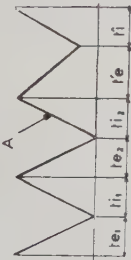
*Allongement du temps expiratoire sous résistance
en fonction de la résistance.*

Ces modifications de la durée des demi-cycles trouvent, en partie, une explication purement mécanique. L'expiration étant normalement freinée par la décontraction des muscles inspiratoires, sa durée dépend de la périodicité de la fonction $F = f(t)$. Par suite, l'adjonction d'une résistance additionnelle doit prolonger l'expiration de 0,12 seconde avec R2, de 0,16 seconde avec R3, de 0,19 seconde avec R4, de 0,22 seconde avec R5 (*).

L'examen du double graphique de la figure 38 permet la mise en évidence du déphasage et de son évolution au cours du demi-cycle expiratoire et du demi-cycle inspiratoire suivant. La partie gauche de la figure est constituée par le tracé du diagramme volume-pression la partie droite est la représentation graphique de la fonction $F = f(t)$ correspondant au même diagramme.

(*) Ces déphasages sont calculés avec les valeurs de compliance totale et de résistance naturelle mesurées sur le sujet, pour une force totale agissant suivant un cycle de force dont la période active est égale à 2,5 secondes.

TABLEAU N° 6

N° Résistance		n = 19					RESISTANCES EXPIRATOIRES				TEMPS EN SECONDES		
							Références		Test		Différences		$\frac{t_i + t_{i_2}}{2} = \bar{t}_i$
Valeur de R. cm H ₂ O/l/sec		$\bar{t}_e$	$\bar{t}_i$	$\bar{t}_e + \bar{t}_i$	$\bar{t}'_e$	$\bar{t}'_i$	$\bar{t}'_e + \bar{t}'_i$	$\bar{t}'_e - \bar{t}_e$	$\bar{t}'_i - \bar{t}_i$	$\frac{(t'_e + t_i) - (t'_i + t_e)}{2}$	σ_x	t	n
2	6.2	2.27	1.49	3.76	2.44	1.48	3.92	+ 0.17	- 0.01	+ 0.16	0.11	1.45	19
3	13.8	2.22	1.51	3.73	2.58	1.54	4.12	+ 0.36	+ 0.03	+ 0.39	0.16	2.43	19
4	17.6	2.21	1.46	3.66	2.72	1.52	4.24	+ 0.52	+ 0.06	+ 0.58	0.13	4.53	19
5	32.8	2.14	1.49	3.63	2.87	1.51	4.38	+ 0.73	+ 0.02	+ 0.75	0.18	4.16	19
Moyen. Réf.		2.20	1.49	3.69									

VOLUMES (en ml)				
Résistance n°	2	3	4	5
Référence	600	609	609	608
Test	559	509	535	476
ΔV	-41	-100	-74	-132

DEBIT MOYEN (ml/sec.)				
Résistance n°	2	3	4	5
Référence	159	162	166	167
Test	143	122	126	109
$\Delta \dot{V}$	-16	40	-40	-58

Pose de la résistance au point A du spirogramme

Durant l'espace de temps $t_A - t_B$ la force totale évolue suivant la partie de la courbe limitée par les points A et B à laquelle correspond l'arc AM'B sur le diagramme.

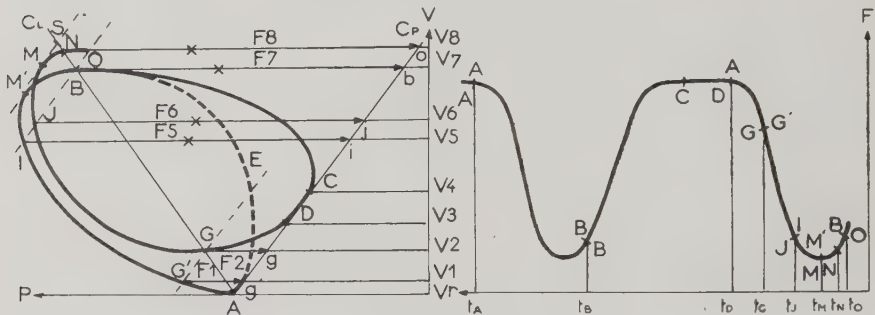


Fig. 38

A gauche, modification schématique du diagramme volume-pression sous l'effet d'une résistance additionnelle expiratoire.

A droite, courbe de la force totale développée en fonction du temps.

Entre les temps t_B et t_D la force continue à évoluer suivant la courbe BD. Sans résistance le tracé du diagramme se poursuit suivant BEA. Sous l'effet d'une résistance additionnelle la courbe du diagramme s'écarte de l'axe C_L jusqu'à rejoindre l'axe C_P à l'instant où la force musculaire s'annule (Point C). Pendant quelques instants, le diagramme suit la ligne de compliance pariétale jusqu'au temps t_D à partir duquel la force recommence à croître alors qu'il reste dans les poumons un volume d'air V3, supérieur au volume de relaxation normalement atteint en l'absence de résistance additionnelle. A partir de l'instant t_D , la force musculaire croissante n'est d'abord pas suffisante pour vaincre la force élastique correspondant au volume thoracique atteint, l'expiration continue jusqu'au temps t_G auquel les forces musculaire et élastique sont égales.

Après l'instant t_G la force continue à se développer jusqu'à un maximum, atteint à l'instant t_M . Il est évident que la même force, agissant pendant le même temps, dans le même système, au départ d'un volume V2 ($> V1$) aboutira à un volume supérieur à celui qui serait atteint au départ du volume V1. Ainsi le point M se situe-t-il entre les points M' (correspondant au volume inspiratoire atteint au cours de la respiration normale) et le point S (correspondant à la limite supérieure dans l'hypothèse où une résistance expiratoire infinie permettrait une utilisation totale de la force maximale développée). Un raisonnement analogue montre que les points B et O du diagramme sont atteints au même instant t_O . Par suite, le point N, marquant la fin de l'inspiration suivant l'expiration sous résistance correspond-il à un temps plus court (ou au maximum égal) à celui d'un cycle normal.

Cette analyse confirme que, pour des raisons purement mécaniques, l'évacuation de l'air contenu dans les poumons doit, sous l'effet d'une résistance additionnelle, se prolonger au-delà du temps d'une expiration normale. L'augmentation calculée de la durée de l'expiration est toutefois nettement inférieure à celle observée expérimentalement. D'autre part, en l'absence de modification réflexe de la fonction $F = f(t)$ la durée totale du cycle (demi-cycle perturbé + inspiration suivante), devrait être inférieure ou égale à la durée du cycle référence. Les résultats observés confirment donc l'existence d'un réflexe proprioceptif modifiant le rythme imposé par les centres respiratoires.

III. — ETUDE DE LA FORCE TOTALE DEVELOPPEE

A. — Méthode de calcul

La méthode de calcul pour déterminer les diminutions successives de volume avec le temps, dans l'hypothèse d'un régime de force inchangé après addition d'une résistance sur le circuit expiratoire, ou pour connaître la force totale dans l'hypothèse d'une ventilation inchangée est voisine de celle employée pour étudier les effets de la résistance inspiratoire N° 3 (cf. p. 73).

L'expiration comporte obligatoirement une partie résistante AB, qui peut être suivie d'une partie active BC (fig. 39).

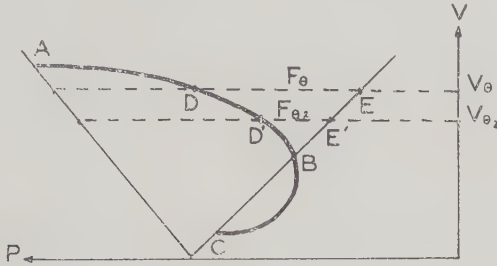


Fig. 39

a) **Partie résistante.** — Si E est l'élasticité totale, F la force, nous pouvons écrire, à l'instant θ

$$(E \times V_0) - F_0 = (R + r) \dot{V}$$

Le volume à l'instant sera

$$V_{0_2} = V_0 - V_{0_2} \times \frac{\Delta t}{2}$$

Nous aurons :

$$E (V_0 - V_{0_2} \frac{\Delta t}{2}) - F_{0_2} = (R + r) \dot{V}_{0_2}$$

et

$$E V_0 - F_{0_2} - [R + r] + E \cdot \frac{\Delta t}{2} \dot{V}_{0_2}$$

d'où l'on extrait

$$\dot{V}_{0_2} = \frac{E V_0 - \Delta F_{0_2}}{(R + r) + E \frac{\Delta t}{2}}$$

et

$$F_{0_2} = E V_0 - \dot{V}_{0_2} \left[(R + r) + \frac{E \Delta t}{2} \right]$$

b) **Partie active.** — Le même calcul, appliqué à la partie active du cycle conduit aux formules :

$$\dot{V}_{0_2} = \frac{E V_0 + F_{0_2}}{(R + r) + \frac{E \Delta t}{2}} \quad \text{et} \quad F_{0_2} = \dot{V}_{0_2} \left[(R + r) + \frac{E \Delta t}{2} \right] - E V_0$$

B. — Résultats

a) Etude des caractéristiques des demi-cycles référence et test. — L'expérimentation est conduite exactement dans les mêmes conditions que dans l'étude précédente de la résistance N° 3 placée sur le circuit inspiratoire (cf. p. 67).

Le sujet est le même. La résistance est la même. Six épreuves sont pratiquées en une seule séance.

Les caractéristiques des six cycles références et des six cycles tests enregistrés sont très homogènes ; elles permettent d'établir un cycle référence moyen et un cycle test moyen qui diffèrent peu de chacun des cycles de base. Les éléments de comparaison du test et de la référence sont reportés dans le tableau N° 7 qui fait ressortir une diminution sensible du volume d'air courant, une baisse importante du débit instantané et du débit moyen, alors que la différence entre les pressions œsophagiennes maximales et minimales sont peu modifiées et que la force maximale développée est identique. Le temps expiratoire et le temps total (expiration sous résistance + inspiration suivante) sont augmentés de façon significative.

b) Comparaison des deux demi-cycles référence et test avec les deux demi-cycles construits pour répondre aux deux hypothèses. — Le calcul des éléments caractéristiques des deux demi-cycles expiratoires répondant aux deux hypothèses s'effectue en appliquant les formules précédemment exposées. La comparaison se borne à l'examen des valeurs marquées au tableau et à la confrontation des différents pneumotachogrammes, spiogrammes, barogrammes œsophagiens et diagrammes des forces totales.

Là encore, le demi-cycle test se situe entre le demi-cycle référence et le demi-cycle construit suivant la première hypothèse.

Le diagramme de la force réelle développée au cours du test et celui de la force réelle développée au cours de la référence présentent une affinité évidente, la même courbe se développe sur un temps plus prolongé au cours du test que pendant la référence. Par contre, la courbe de la force totale nécessaire pour satisfaire à la seconde hypothèse atteint un maximum nettement différent de celui obtenu au cours du test (fig. 36).

Ces éléments confirment les résultats obtenus par addition d'une résistance inspiratoire sur les voies aériennes. Chez ce sujet, au cours de cette série d'expériences, l'adjonction d'une résistance expiratoire ne modifie pas l'intensité de la force mise en œuvre au cours de l'expiration. L'important allongement du temps expiratoire, l'allongement de la durée du cycle total (expiration perturbée + inspiration suivante) révèlent l'existence d'une proprioceptivité thoraco pulmonaire et une modification réflexe du rythme de fonctionnement des centres respiratoires.

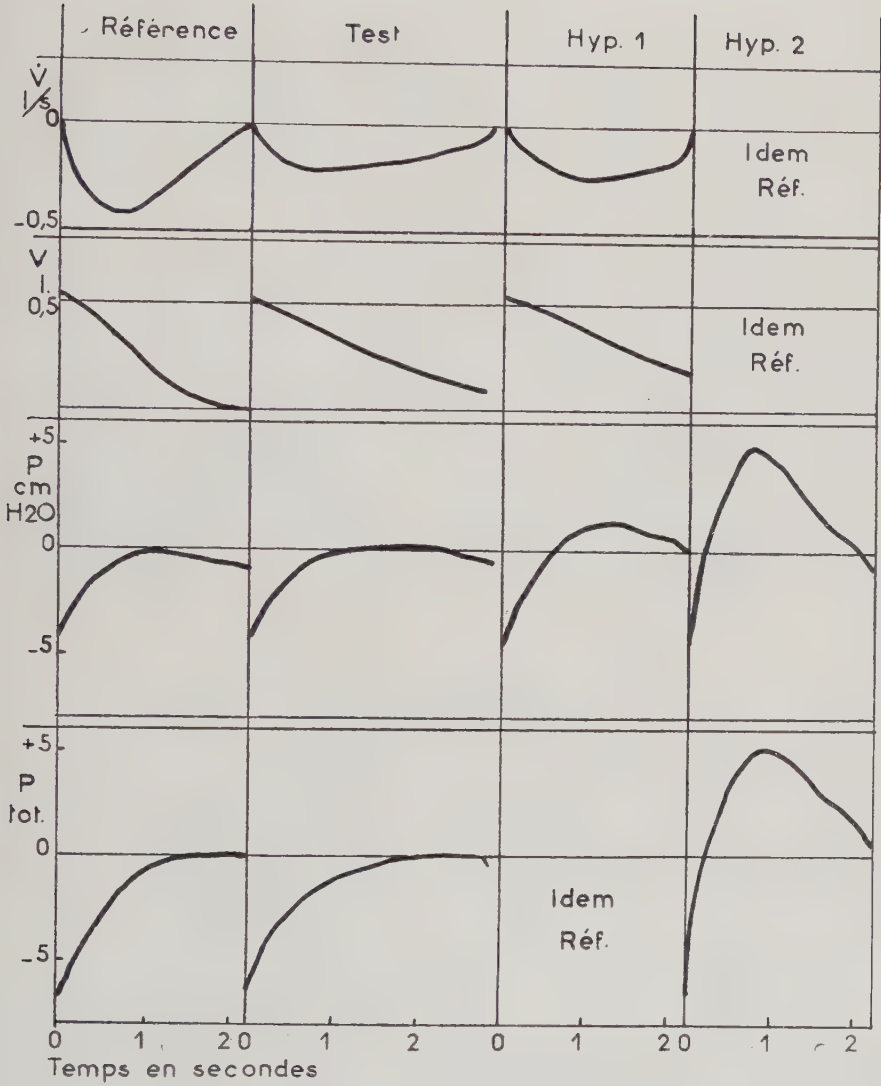


Fig. 36

Eléments de comparaison de l'expiration sous résistance,
expiration test, expiration calculée suivant les deux hypothèses.

RESISTANCES INFINIES

La pose d'une résistance, même importante, sur les voies aériennes supérieures du sujet endormi paraissant très bien tolérée, des essais de blocage total en fin d'inspiration spontanée ou en fin d'expiration spontanée ont été pratiqués pendant une dizaine de secondes sans amener le réveil.

I. — TECHNIQUE

Le sujet (F. 22 ans) dort dans la position demi-couchée précédemment décrite. Le pneumotachogramme, le spirogramme (pneumotachogramme intégré), le barogramme œsophagien et le barogramme buccal sont enregistrés suivant les techniques déjà exposées.

Pour éliminer les perturbations apportées par une obturation à trop longue distance de la bouche — qui correspondrait en fait à une forte résistance additionnelle au lieu du blocage total recherché — un dispositif de fermeture pneumatique a été réalisé (fig. 40). Il présente les avantages de pouvoir se fixer directement à la sortie du pneumotachographe, de supprimer les valves, d'être d'un fonctionnement silencieux et de n'apporter aucun ébranlement mécanique à la fermeture.

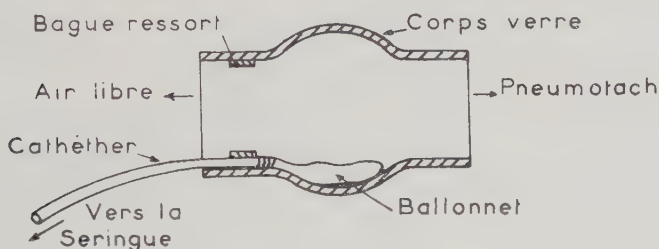


Fig. 40

Coups schématique du dispositif de blocage pneumatique utilisé pour l'obturation des voies aériennes supérieures. L'appareil est constitué par une courte pièce tubulaire, en verre, dont la partie moyenne est renflée en forme de ballon pour contenir un ballonnet de latex relié à une seringue par un petit tuyau. Au repos, le ballonnet est collabé au fond de la boule de verre. Lorsqu'il est gonflé, il obture parfaitement la tubulure.

II. — EXPERIMENTATION

Les blocages sont opérés alternativement en fin d'inspiration et en fin d'expiration. Chaque test est séparé du précédent par un temps suffisant pour assurer un retour au fonctionnement normal de l'appareil respiratoire.

Cinq tests inspiratoires et cinq tests expiratoires sont réalisés pour l'établissement de cycles moyens. Le cycle référence moyen est établi sur la moyenne des cycles précédant immédiatement chacun des dix tests.

Aucun des tests ne provoque le réveil du sujet ; l'absence de toute réaction de la part de celui-ci laisse à penser qu'il n'y a aucune prise de conscience, même partielle. Au cours de toute l'expérimentation le sujet dort paisiblement et profondément. Interrogé à son réveil, il déclare n'avoir fait aucun rêve et n'avoir rien ressenti.

L'analyse des enregistrements permet de tracer la courbe de l'évolution de la force totale en fonction du temps pour le cycle référence. Après blocage en fin d'inspiration ou en fin d'expiration la pression buccale enregistrée traduit directement la pression totale exercée par l'ensemble thorax-poumon.

III. — RESULTATS

Les résultats se résument dans le tableau N° 8 et les deux tracés de la figure 41.

TABLEAU N° 8

DUREE DES CYCLES								
	Réf- rence	Tests					Δ Moyen	Δ en %
		1 ^{er} cycle	2 ^{me} cycle	3 ^{me} cycle	4 ^{me} cycle	Moyen		
Expiration .	3,70	2,10	1,90	2,01	2,01	2,01	— 1,69	— 46 %
Inspiration .	3,70	2,10	2,15	2,07	2,09	2,10	— 2,10	— 43 %

A. — Blocage en fin d'inspiration

Exécuté en fin d'inspiration, le blocage de la respiration amène un raccourcissement de la durée d'évolution de la force totale, d'une valeur voisine de celle observée lors du blocage en fin d'expiration. L'amplitude de la force est un peu diminuée. Elle tend vers sa valeur de référence dont elle est proche au quatrième cycle.

B. — Blocage en fin d'expiration

Le blocage en fin d'expiration est suivi d'efforts inspiratoires de courte durée, suivie de périodes de relâchement plus courtes que lorsque l'expiration est libre. Les quatre cycles après le blocage s'inscrivent suivant des durées voisines. La réduction du temps de ces pulsations inspiratoires est de 46 % de la durée du cycle référence.

La force totale inspiratoire, nettement diminuée lors du premier cycle suivant le blocage, augmente au cours des cycles suivants et revient sensiblement à sa valeur de référence pour le quatrième cycle.

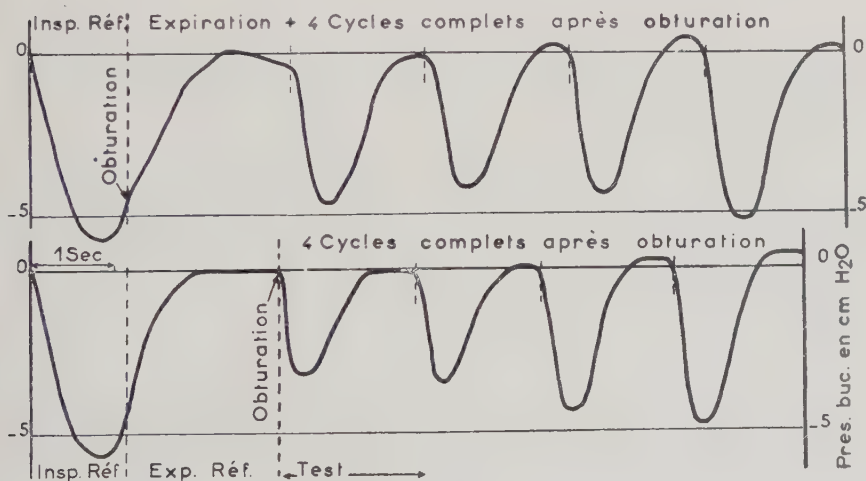


Fig. 41

Coupe schématique du dispositif de blocage pneumatique utilisé pour des voies aériennes supérieures.

CRITIQUE DE LA METHODE

DISCUSSION DES RESULTATS

L'étude des relations entre la force totale et le temps se présente comme l'un des moyens les plus directs utilisables chez l'Homme pour la recherche et l'estimation de l'importance des réflexes ventilatoires d'origine proprioceptive.

Cette méthode, très satisfaisante en son principe, fournit des résultats dont la valeur reste toutefois fonction d'une série d'hypothèses nécessaires aux calculs. La comparaison des forces développées au cours du cycle ventilatoire normal (sans résistance) et au cours du cycle ventilatoire perturbé (sous résistance additionnelle) suppose pour être valable, que :

a) L'addition d'une résistance sur les voies aériennes du sujet n'amène aucune modification de la résistance naturelle.

b) Les propriétés élastiques de la paroi thoracique et du poumon restent constantes aux différents volumes de remplissage du poumon et ne se modifient pas lorsqu'une résistance est ajoutée sur le circuit aérien. Cette double hypothèse implique la constance de plusieurs facteurs (hémodynamiques, aériens, musculaires...)

c) La perte de charge varie suivant une fonction linéaire proportionnellement au débit aérien.

d) L'enregistrement des variations de la pression œsophagienne mesure exactement les variations de la pression intrathoracique.

L'énumération de cette série d'hypothèses, pour impressionnante qu'elle soit, ne saurait cependant ôter toute valeur à la méthode.

Parmi les facteurs pouvant entraîner des erreurs, il en est dont l'importance est minime, d'autres interviennent en des sens différents et se compensent partiellement. Certains peuvent être appréciés

par l'examen des résultats obtenus au cours des tests. Il en est ainsi, notamment, de la variation de la compliance totale dont la valeur de référence 76 ml/cm H₂O, passe à 73 ml/cm H₂O avec la résistance N° 3 placée sur le circuit expiratoire, à 78 ml/cm H₂O avec la même résistance placée sur le circuit expiratoire.

Si, au lieu de faire des calculs en ajoutant à la résistance naturelle la valeur de la résistance additionnelle mesurée avec un débitmètre, on prend la valeur de la résistance totale mesurée au cours du test (fig. 42), le pneumotachogramme, le spirogramme et le barogramme œsophagien construits suivant l'hypothèse d'une force totale inchangée sont encore plus voisins de ceux observés au cours du test.

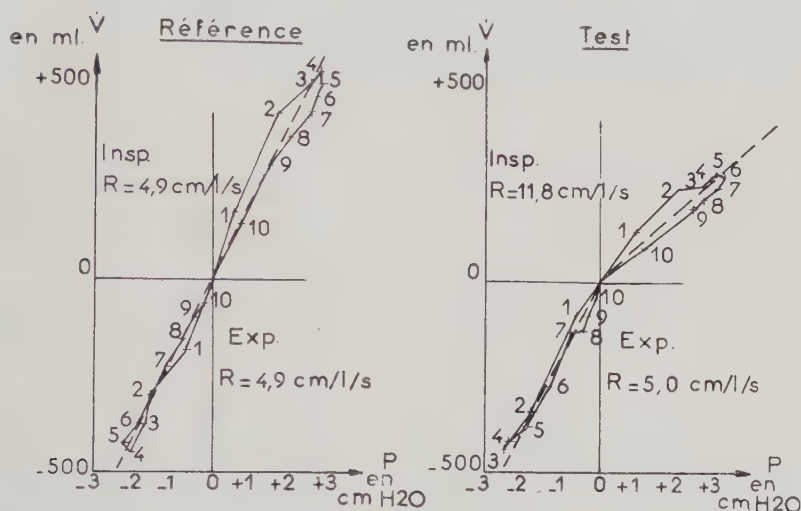


Fig. 42

Mesure de la perte de charge au travers des voies aériennes.

I. — RESISTANCES DE VALEUR FINIE

Sur le sujet étudié, les résistances correspondant à des pertes de charge de 3,3 et 6,2 cm H₂O/l/sec. n'apportent pas de modifications mesurables dans le fonctionnement des centres respiratoires. Par contre, une résistance de 13,8 cm H₂O/l/sec ajoutée sur le circuit inspiratoire ou sur le circuit expiratoire, amène toujours une prolongation du temps pendant lequel se déroule le demi-cycle perturbé augmenté du demi-cycle consécutif. L'augmentation de durée est suffisante pour que l'on puisse affirmer qu'elle est de nature réflexe. L'amplitude de la force n'est pas modifiée.

Au cours d'expériences ultérieures, avec la même résistance, des modifications variables du rythme ont été constatées suivant les sujets et, parfois, chez le même sujet, suivant les séries d'expériences. Lorsque le cycle est allongé l'amplitude de la force est peu modifiée. Lorsque le cycle est raccourci l'amplitude de la force est diminuée. Ces résultats confirment l'existence, chez l'Homme, de réflexes proprioceptifs ventilatoires (RAYNAUD 1962).

II. — RESISTANCES DE VALEUR INFINIE

Sur le sujet étudié, l'obturation totale des voies aériennes se traduit par l'installation immédiate d'un nouveau rythme de la force. Quand l'obturation a lieu en fin d'inspiration, la force expiratoire se développe pendant un temps moins long que lors d'une expiration spontanée, à la suite de quoi s'installe un nouveau rythme respiratoire rapide. Quand l'obturation a lieu en fin d'expiration le nouveau rythme s'installe immédiatement.

Contrairement à ce que l'on observe avec la résistance de 13,8 cm H₂O/l/sec. le changement de rythme s'accompagne toujours d'un changement de l'amplitude de la force développée. Cette amplitude, nettement réduite au cours du cycle qui suit l'obturation, augmente ensuite jusqu'à retrouver son niveau normal en 4 ou 5 cycles. Ce phénomène a été observé également par CAMPBELL (1961 a) chez l'Homme et chez le Lapin. DEJOURS et ses collaborateurs (1962 b) ont montré qu'il résulte de réflexes végétatifs liés, d'une part, à la mise en jeu de chemorécepteurs artériels et, d'autre part, au changement de la stimulation de récepteurs intrathoraciques.

Une expérimentation sur d'autres sujets a montré que l'obturation pratiquée en fin d'expiration amène, soit un allongement, soit un raccourcissement de la durée d'évolution de la force totale. L'obturation en fin d'inspiration est toujours suivie, chez tous les sujets, d'une accélération du rythme suivant lequel évolue la force. (DEJOURS 1962 a).

III. — DISCUSSION DES RESULTATS

L'ensemble des résultats rapportés indique que l'on se trouve en présence de deux types de réponses qui se traduisent par une relation entre le temps et la force totale développée dont les paramètres sont différents.

Depuis près de cent ans, les réflexes proprioceptifs thoraco-pulmonaires ont fait l'objet de nombreuses études dont les résultats se trouvent confirmés par la diversité des techniques mises en œuvre. Pour les espèces animales, le plus important des réflexes proprioceptifs ventilatoires est, semble-t-il, le réflexe inhibiteur de Hering-Breuer. Les travaux de HAMMOUDA (1942), d'ADRIAN (1933), d'ANREP (1933), de WIDDICOMBE (1954 a-b-c) permettent de situer les organes récepteurs à l'origine de ces réflexes au niveau de l'appareil pulmonaire. Il existe, d'autre part, des récepteurs dans les tendons et les muscles de la paroi thoracique et du diaphragme, pouvant être à l'origine de réflexes somatiques (FLEISH 1928 - CUENOD 1961).

Le réflexe inhibiteur de l'inspiration de Hering-Breuer existe chez un grand nombre de mammifères : Chien, Lapin, Chat, Souris, Rat, Cobaye, Singe (HERING et BREUER, HEAD, HAMMOUDA, TORRANCE, ANREP, WIDDICOMBE... précités).

Les travaux des histologistes (DOGIEL 1902 - LARSELL 1921-1922 - GAYLOR 1934 - ELFTMANN 1934 - WINKLER 1957) ayant décrit, tant chez l'animal que chez l'Homme, des récepteurs comparables, on a pu supposer que des réflexes du type Hering-Breuer existaient chez l'Homme comme chez l'animal.

Plusieurs physiologistes se sont efforcés de vérifier expérimentalement cette hypothèse. Les résultats obtenus avec des techniques utilisables chez l'Homme sont contradictoires, et, de toutes façons, ne ressemblent en rien aux phénomènes observés chez l'animal. Il est, en effet, difficile de voir dans le réflexe déclenché chez l'Homme par l'obturation totale des voies respiratoires, à la fin d'une inspiration spontanée, un réflexe de Hering-Breuer. Alors que l'obturation totale des voies respiratoires se traduit par une apnée prolongée pouvant aller jusqu'à la mort de l'animal (WIDDICOMBE 1961 a), la réponse ventilatoire de l'Homme est très différente :

a) Chez l'**Homme anesthésié**, l'apnée est toujours très courte (WIDDICOMBE 1961 a), NUNN (1961) expérimentant avec des résistances extrêmement importantes, ne l'a jamais observée.

b) Chez l'**Homme éveillé**, BOOTHBY et BERRY (1915), opérant sur eux-mêmes, ont obtenu des résultats contradictoires. WIDDICOMBE (1961 a) n'a jamais observé ce réflexe sur dix sujets éveillés.

c) Chez le **nouveau-né**, CROSS (1961) a montré que le réflexe de Hering-Breuer, qui existe dans les premières heures de la vie, avec une intensité comparable à celle que l'on observe chez certains mammifères, ne cesse de s'affaiblir dans les jours qui suivent. A la 120^{me} heure, il est considérablement réduit.

d) Au cours de la présente expérimentation, sur quatre sujets dormant d'un **sommeil spontané**, l'évolution de la force totale n'a jamais été suspendue lors du blocage à la fin de l'inspiration d'un volume courant.

Ces observations indiquent que le réflexe inhibiteur de l'inspiration de Hering-Breuer est absent chez l'Homme adulte normal. Ce réflexe laisse place à un réflexe différent, caractérisé par un rythme plus rapide avec une diminution de l'amplitude de la force. Son origine proprioceptive thoraco-pulmonaire paraît certaine, ses voies afférentes et efférentes restant à déterminer. Le nouveau rythme obtenu après blocage est le même, que le blocage soit opéré en fin d'inspiration du volume courant ou au volume de relaxation. Cette identité de réaction mérite d'être soulignée, car elle éloigne encore de ce que l'on observe chez l'animal.

La régulation réflexe de la ventilation humaine, encore peu étudiée, présente, par rapport aux données de la physiologie animale, des différences considérables qui rendent sujet à caution tout raisonnement analogique interspécifique.

Conclusions

L'existence de réflexes proprioceptifs ventilatoires d'origine thoraco-pulmonaire, chez l'Homme, se trouve confirmée par l'étude des variations de la force musculaire développée, soit pour vaincre des résistances additionnelles posées sur les voies aériennes supérieures, soit pour s'opposer à une obturation totale de ces voies aériennes.

Ces réflexes sont très différents de ceux observés par Hering et Breuer chez l'animal.

Vu, le Doyen :
L. BINET.

Vu, le Président de Thèse :
L. BINET

Vu et permis d'imprimer,
le Recteur de l'Académie
de Paris :
J. ROCHE.

BIBLIOGRAPHIE

- ADRIAN E.D. - 1933 - Afferent impulses in the Vagus and their effect on respiration. - J. Physiol. - **79**, 332-358.
- ANREP G.V. and SAMAAAN A. - 1933 - Double vagotomy in relation to respiration. - J. Physiol. - **77**, 1-15.
- ARNOTT W.M., BUTLER J. and PINCOCK A.C. - 1954 - A pressure volume diagram recorder for respiration in man. - J. Physiol. - **124**, 6 P.
- BERNSTEIN L., D'SILVA J.L. and MENDEL D. - 1952 - The effect of the rate of breathing capacity determined with a new spirometer. - Thorax - **7**, 255.
- BEUMER H.M. and DEFARES J.G. - 1958 - Remarks on the accuracy of Bohr's Procedure. - J. Appl. Physiol. - **12**, 140-141.
- BRUN E. et MARTINOT-LAGARDE A. - 1960 - Mécanique des fluides T.I. - Dunod, Paris.
- BOOTHBY W.M., BERRY F.B. - 1915 - Distension of the lungs: its effect on the respiration in man and in normal and vagotomized dogs. - Amer. J. Physiol. - **37**, 433-451.
- BOOTHBY W.M. and SHAMOFF V.N. - 1915 - A study of the late effect of division of the pulmonary branches of the vagus nerve on the gaseous metabolism, gas exchange, and respiratory mechanism in dogs. - Am. J. Physiol. - **37**, 418-432.
- BROOKHART John M. and BOYD T.E. - 1947 - Local difference in intrathoracic pressure and their relation to cardiac filling pressure in the dog. - Amer. J. Physiol. - **148**, 434-444.
- BUCHER K. - 1949 - Vergleichende Charakterisierung der Lungenatmung einiger Säuger. - Helv. Physiol. Pharm. Acta - **7**, 470.
- BUYTENDIJK H.J. - 1949 - Oesophagusdruk en longelasticiteit - Groningen : Openheim.
- CAIN C.C. and OTIS J. - 1949 - Some physiological effects resulting from added resistance to respiration. - J. Aviat. Med. - **20** - 149 - Handbook of respiration.
- Mc CALL C.B., HYATT R.E., NOBLE F.W. and FRY D.L. - 1957 - Harmonic content of certain respiratory phenomena of normal individuals. - J. Appl. Physiol. - **10**, 215-218.
- CAMPBELL E.J.M. - 1957 - The effects of increased resistance to expiration on the respiratory behaviour of the abdominal muscles and intra-abdominal pressure. - J. Physiol. - 556-562.
- CAMPBELL E.J.M., DICKINSON C.J., DINNINCK O.P. and HOWELL J.B.L. - 1961 a - The immediate effects of added elastic loads on breathing. - J. Physiol. - **155**, 42 P.

- CAMPBELL E.J.M., DICKINSON C.J., DINNICK O.P. and HOWELL J.B.L. - 1961 b - The immediate effects of threshold loads on the breathing of men and dogs. - Clin. Sci. - **21**, 309-320.
- CAMPBELL, E.J.M., FREEDMAN S., SMITH P.S. and TAYLOR M.E. - 1961 c - The ability of man to detect added elastic loads to breathing. Clin. Sci. - **20**, 223-231.
- CHERNIACK R.M., FAHRI L.E., ARMSTRONG B.W. and PROCTOR D.F. - 1955 - A comparison of oesophageal and intrapleural pressure in man. - J. Appl. Physiol. - **8**, 203-211.
- CHRISTIE R.V. - 1953 - Dyspnoea in relation to the visco elastic properties of the lungs. - Proc Roy. Soc. Med. - **46**, 381-386.
- CHRISTIANSEN J. and HALDANE J.S. - 1914 - The influence of distension of the lungs on human respiration. - J. Physiol. - **48**, 272-277.
- COLERIDGE J.C.G. and LINDEN R.J. - 1954 - The measurement of effective atrial pressure. - J. Physiol. - **126**, 304-317.
- CRANE M.G., HAMILTON D.A., AFFELDT J.E. - 1956 - A plastic balloon for recording intraesophageal pressures. - J. Appl. Physiol. - **8**, 585-587.
- CREAMER B. and SCHLEGEL J. - 1957 - Motor responses of the esophagus to distention. - J. Appl. Physiol. - **10**, 498-504.
- CROSFILL M.C. and WIDDICOMBE J.G. - 1961 - Physical characteristics of the chest and lungs and the work breathing in different mammalian species. - J. Physiol. - **158**, 1-14.
- CROSS K.W., KLAUS M., TOOLEY W.H. and WEISSER K. - 1961 - The response of the new-born baby to inflation of the lungs. - J. or Physiol. - **151**, 551-565.
- CUENOD M. - 1961 - Réflexes proprioceptifs du diaphragme chez le lapin. - Helv. Physiol. Acta - **19**, 360-372.
- CUENOD M., DOLIVO M. et FLEISCH A. - 1960 - Réponse diaphragmatique à l'introduction d'une résistance inspiratoire ; étude pneumotachographique et électromyographique. - Helv. Physiol. Acta - **18**, C. 16 - C. 17.
- DALY W.J., BONDURANT S. - 1962 - A comparison of esophageal (Balloon Technique) and direct intrapleural pressure in the estimation of lung compliance. - Federation Proceedings - **21**, 2-339 c.
- DAVIES H.W., HALDANE J.S., PRIESTLEY J.G. - 1919 - The response to respiratory resistance. - J. Physiol. - **53**, 60-69.
- DAVIS H.L., FOWLER W.S. and LAMBERT E.H. - 1956 - Effect of volume and rate of inflation and deflation on transpulmonary pressure and response of pulmonary stretch receptors. - Amer. J. of Physiol. - **187**, 558-566.
- DEJOURS P., BECHTEL-LABROUSSE Y., MONZEIN P. et RAYNAUD J. - 1961 - Etude de la diversité des régimes ventilatoires chez l'homme. - Journ. de Physiol. de Paris - **53**, 320-321.
- DEJOURS P., BECHTEL-LABROUSSE Y., LEFRANÇOIS R., RAYNAUD J. - 1961 - Etude de la mécanique ventilatoire au cours de l'exercice musculaire. - Journ. de Physiol. de Paris - **53**, 318-319.

- DEJOURS P., LEFRANÇOIS R., GAUTIER H. - 1962 - Etude des réactions respiratoires provoquées par l'addition de résistances et d'élastances sur les voies aériennes du lapin. - *Revue Française de Physiologie*. - A paraître.
- DEJOURS P., RAYNAUD J., MONZEIN P., BECHTEL Y. - 1962 - Etude du réflexe inhibiteur de l'inspiration de Hering-Breuer chez l'Homme au cours du sommeil naturel. - *Journ. de Physiol. de Paris*. - A paraître.
- DOGIEL A.S. - 1902 - Die Nervenendigungen im Bauchfell, in den Schnen, den Muskelspindeln und dem Centrum tendineum Diaphragma beim Menschen und bei Säugetieren. - *Arch. mikr. Anat.* - **59**, 1-31.
- DONLEBEN P.G. - 1959 - Studies on lungmechanics - *Drykkerij Romijn* - Apeldoorn.
- DORNHORST A.C. and LEAHART G.L. - 1952 - A method of assessing the mechanical properties of lungs and air passage. - *Lancet* - **263**, 109-111.
- DUBREUIL G. et BAUDRIMONT A. - 1950 - Manuel théorique et pratique d'histologie, p. 291-296.
- DUOMARCO. - 1954 - Intraesophageal pressure and the local differences. - *Acta Phys. lat. amer.* - **4**, 133.
- ELFTMANN A.G. - 1943 - The afferent and parasympathetic innervation of the lungs and trachea of the the dog. - *Amer. J. Anat.* - **72**, 1-28.
- FARHI Léon, OTIS A.B. and PROCTOR D.F. - 1957 - Measurement of intra-pleural pressure at different points in the chest of the dog. - *J. Appl. Physiol.* - **10**, 15-18.
- FLEISCH A. - 1925 - Der Pneumotachograph ein Apparat zur Geschwindigkeitsregistrierung der Atemluft. - *Pflüg. Arch. ges. Physiol.* - **209**, 713-722.
- FLEISCH A. - 1928 - Propirokeptive Atmungsreflexe. - *Pflüg. Arch. ges. Physiol.* - **219**, 706-725.
- FLESHLER B., HENDRIX T.R., KRAMER P. and INGELFINGER F.J. - 1958 - Resistance and reflex function of the lower esophageal sphincter. - *J. Appl. Physiol.* - **12**, 339-342.
- FRY D.L., HYATT R.E., Mc CALL C.B., MALLOS A.J. - 1957 - Evaluation of three types of respiratory flowmeters. - *J. Appl. Physiol.* - **10**, 210-214.
- FRY D.L., STEAD W.W., EBERT R.V., LUBIN R.I. and WELLS H.S. - 1952 - The measurement of intraesophageal pressure and its relationship to intrathoracic pressure. - *J. Lab. and Clin. Med.* - **40**, 664-673.
- GAYLOR J.B. - 1934 - The intrinsic nervous mechanism of the human lung. - *Brain* - **57**, 143-160.
- HALDANE J.S. et MAVROGORDATO A. - 1916 - The vagus regulation of breathing. - *J. Physiol.* - **50**, XLI.
- HALL Marshall. - 1936 - Lectures on the nervous system and its diseases - Philadelphia - Carey and Hart.
- HAMMOUDA M., SAMAAAN A., WILSON W.H. - 1942 - The origin of the inflation and the deflation pulmonary reflexe. - *J. Physiol.* - **43-101**, 446-459.
- HEAD H. - 1889 - On the regulation of respiration. - *J. Physiol.* - **10**, 1-71 ; 279-290.

- HERING E. et BREUER J. - 1868 - Die Selbststeuerung der Atmung Durch den Nervus Vagus. - S.R. Akad. Wiss. Wien. - **57**, 672-677 ; **58**, 909-937.
- Mc ILROY M.B., ELDRIDGE F.L., THOMAS J.P., CHRISTIE R.V. - 1956 - The effect of added elastic and non-elastic resistances on the pattern of breathing in normal subjects. - *Clinical Science* - **15**, 338-344.
- INGELFINGER F.J. - 1958 - Esophageal motility. - *Physiol. rev.* - **38**, 533-580.
- KRAMER P., INGELFINGER F.J. - 1949 - Motility of the human esophagus in control subjects and in patients with esophageal disorders. - *Am. J. Med.* - **7**, 168-173.
- LARSELL O. - 1921 - Nerve terminations in the lung of the rabbit. - *J. Comp. Neurol.* - **33**, 105-131.
- LARSELL O. - 1922 - The ganglia, plexus and nerve-terminations in the mammalian lung and pleura pulmonalis. - *J. Comp. Neurol.* - **35**, 97-132.
- MARSHALL R. et WIDDICOMBE J.G. - 1958 - The Weakness of the Hering-Breuer reflexes in man. - *J. Physiol.* - **140**, 36 P.
- MEAD J., GAENSLER E.A. - 1959 - Esophageal and pleural pressures in man, upright and supine. - *J. Appl. Physiol.* - **14**, 81-83.
- MEAD J., Mc ILROY M.B., SELVERSTONE N.J. and KRIETE B.C. - 1955 - Measurement of intraesophageal pressure. - *J. Appl. Physiol.* - **7**, 491-495.
- MEAD J. and WHITTEMBERGER J.L. - 1953 - Physical properties of human lungs measured during spontaneous respiration. - **5**, 779-796.
- MILIC-EMILI, PETIT J.M. - 1957 - La misura della pressione endoesophagea come indice della pressione endotoracica. - *Boll. della societa italiana di biologia sperimentale.* - **10-11**, 1655-1656.
- NISELL O.I. and EHRNER L.S.G. - 1956 - A simple apparatus for measurement of pressure volume relationship in respiration. - *J. Appl. Physiol.* - **8**, 565-567.
- NUNN J.F., EZI-ASHI T.I. - 1961 - The respiratory effects of resistance to breathing in anesthetized man - **22**, 174-185.
- OTIS A., FENN W., FENN W., RAHN H. - 1950 - Mechanics of breathing in man. - *J. Appl. Physiol.* - **2**, 592-607.
- OTIS A., Mc KERROW C., BARTLETT R.A., MEAD J., Mc ILROY M.B., SELVERSTONE N.J. and RADFORD E.P. - 1956 - Mechanical factors in distribution of pulmonary ventilation. - *Appl. Physiol.* - **8**, 427-443.
- PETIT P.M., MILIC EMILI G. - 1958 - Measurement of endoesophageal pressure. - *J. Appl. Physiol.* - **13**, 481-485
- RAHN H., OTIS A.B., CHADWICK L.E., and FENN W.O. - 1946 - The pressure-volume diagram of the thorax and lung. - *Am. J. Physiol.* - **146**, 171-178.
- RATTENBORG Christen. - 1960 - Laryngeal regulation of airway resistance. *Federation Proceeding.* - **19**, 232-378.
- RAYNAUD J., MONZEIN P., BECHTEL Y. - 1962 - Etude des réflexes proprioceptifs pulmonaires chez l'homme au cours du sommeil naturel - 22^{me} Congrès International de Physiologie - Leiden - Septembre 1962.
- RITZEL G. - 1950 - Über die vagale Atmungssteuerung des Menschen. - *Schweiz Zeit für Tuberk* - **7**, 193.

- ROHRER F. - 1916 - Der Zusammenhang der Atemkräfte und ihre Abhängigkeit. - Pflüg. Archiv. - 419-444.
- SCHILDER D., HYATT R., FRY D. - 1959 - An improved balloon system for measuring intraesophageal pressure. - J. Appl. Physiol. - **14**, 1057-58.
- STEAD W.W., WELLS H.S., GAULT N.L. and OGNANOVICH J. - 1959 - Inaccuracy of conventional water-filled spirometer for recording rapid breathing - J. Appl. Physiol. - **14**, 448-450.
- TERRACOL J. - 1938 - Les maladies de l'oesophage.
- TORRANCE R.W. and WHITTERIDGE D. - 1948 - Technical aids in the study of respiratory reflexes. - J. Physiol. - **107**, 6-7 P.
- WALKER J.E.C. and WELLS R.E. - 1960 - Thermometry of expired air. - J. Appl. Physiol. - **15**, 541-552.
- VANTRAPPEN G., SNEPPE R., VANDENBROUCKE J. - 1960 - New device for oesophageal motility studies. - J. Appl. Physiol. - **15**, 314.
- WELLS H.S., STEAD W.W., ROSSING T.D. and OGNANOVICH J. - 1959 - Accuracy of an improved spirometer for recording of fast breathing. - J. Appl. Physiol. - **14**, 451-454.
- WHITTAKER E.T. and ROBINSON G. - 1929 - The Calculus of observation - London.
- WIDDICOMBE J.G. - 1952 a - Stretch receptors in the trachea and bronchi. - J. Physiol. - **117**, 34 P.
- WIDDICOMBE J.G. - 1952 b - Rapidly adapting mechanoreceptors in the trachea of the cat. - J. Physiol. - **118**, 46 P.
- WIDDICOMBE J.G. - 1954 a - Respiratory reflexes from the trachea and bronchi of the cat. - J. Physiol. - **123**, 55-70.
- WIDDICOMBE J.G. - 1954 b - Receptors in the trachea and bronchi of the cat. - J. Physiol. - **123**, 71-104.
- WIDDICOMBE J.G. - 1954 c - The site of pulmonary stretch receptors in the cat. - J. Physiol. - **125**, 336-351.
- WIDDICOMBE J.G. - 1961 a - Respiratory reflexes in man and other mammalian species. - Clin. Sci. - **21**, 163-170.
- WIGGERS C.J., LEVY M.N., GRAHAM G. - 1947 - Regional intrathoracic pressures and their bearing on calculation of effective venous pressure. - Amer. J. Physiol. - **151**, 1-12.
- WINCKLER G. and DELALOYE B. 1957 - A propos de la présence de fuseaux neuro-musculaires dans le diaphragme humain. - Acta Anat. - **29**, 114-116.
- ZECHMAN F., HALL F.G. and HULL W.E. - 1957 - Effects of graded resistance to tracheal air flow in man. - J. Appl. Physiol. - **10**, 356-362,

TABLE DES MATIÈRES

	Pages
INTRODUCTION	15
PREMIERE PARTIE :	
RAPPEL DES PRINCIPES DE MECANIQUE VENTILATOIRE.. . .	17
— SCHEMATISATION DE L'APPAREIL VENTILATOIRE — CREATION D'UN MODELE ANALOGIQUE	18
— ETUDE SUR LE MODELE.. . . .	21
I. — Etude de la paroi thoracique	21
II. — Etude du poumon.	22
III. — Ensemble poumon-paroi thoracique - Volume de relaxation	23
IV. — Etude des forces mises en jeu par la ventilation	26
A - Courbe de relaxation totale	26
B - Fonctionnement dynamique	27
V. — Interprétation du diagramme Volume - Pression	28
DEUXIEME PARTIE :	
METHODE ET TECHNIQUE DE MESURE.. . . .	31
— MESURE DES VOLUMES ET DEBITS.. . . .	32
I. — La spirométrie.. . . .	32
A - Les causes d'erreur	32
a) les résistances.	32
b) inertie et forces vives	34
B - Le tracé du spirogramme.. . . .	34
a) procédé mécanique.. . . .	34
b) procédé électrique	34
C - Conclusions	35
II. — La pneumotachographie.. . . .	37
A - Principe et précision du pneumotachographe	37
B - Comparaison des volumes d'air inspiré et expiré	38
a) variation de la réponse du pneumotachographe suivant le mélange.. . . .	38
b) différence de volume due aux conditions physiques différentes des mélanges inspiré et expiré	38
c) influence du quotient respiratoire.. . . .	38

C - L'intégration.. . . .	38
a) méthode graphique.. . . .	38
b) méthode planimétrique	40
c) méthode pondérale.. . . .	41
d) méthode électronique.. . . .	41
D - Conclusions	42
— MESURE DES PRESSIONS INTRATHORACIQUES.	43
I. — Pression intrathoracique, pression intrapleurale, pression intraœsophagienne.	44
A - Remarques sur la pression intrathoracique	44
B - Comparaison des pressions intrathoracique, intra- pleurale et intrathoracique	45
C - Résumé.. . . .	46
II. — Anatomie et histologie de l'œsophage	46
III. — Technique de la mesure des pressions intraœsophagiennes.	47
A - Bande des fréquences à enregistrer	47
B - Importance du volume d'air déplacé au cours des mesures.	47
C - Dimensions du cathéter reliant le ballon au mano- mètre	48
D - Dimensions du ballon.. . . .	49
E - Position du ballon à l'intérieur de l'œsophage	52
F - Posture du sujet.	52
 TROISIEME PARTIE :	
ETUDE DES REFLEXES VENTILATOIRES D'ORIGINE PROPRIOCEPTIVE CHEZ L'HOMME	61
— HISTORIQUE	62
I. — Mise en évidence des réflexes proprioceptifs chez l'animal.	62
A - Réflexe inhibiteur de l'inspiration de Hering et Breuer	62
B - Réflexe excito-inspiratoire de Hering et Breuer	62
II. — Mise en évidence des réflexes proprioceptifs chez l'homme.	63
— SEUIL DE PERCEPTION DES RESISTANCES ADDITIONNELLES.	64
I. — Technique	64
II. — Expérimentation	66
A - A l'état de veille.	66
B - Durant le sommeil	66

— MODIFICATION DES ELEMENTS CARACTERISTIQUES DU CYCLE VENTILATOIRE SOUS L'EFFET D'UNE RESISTANCE INSPIRATOIRE ADDITIONNELLE	67
I. — Etude du pneumotachogramme et du spiogramme	67
II. — Etude de la force totale développée par les muscles inspiratoires.	72
A - Principe	72
B - Calcul des cycles théoriques sous résistance.	72
a) dans l'hypothèse d'une force totale inchangée.	74
b) dans l'hypothèse d'un débit ventilatoire inchangé.	74
C - Techniques expérimentales	74
D - Résultats	77
— MODIFICATION DES ELEMENTS CARACTERISTIQUES DU CYCLE VENTILATOIRE SOUS L'EFFET D'UNE RESISTANCE EXPIRATOIRE ADDITIONNELLE	79
I. — Principe.	79
II. — Etude du pneumotachogramme et du spiogramme.	80
III. — Etude de la force totale développée.	83
A - Méthode de calcul	83
B - Résultats	84
— RESISTANCES INFINIES	87
I. — Technique	87
II. — Expérimentation	88
III. — Résultats.	88
A - Blocage en fin d'inspiration	89
B - Blocage en fin d'expiration	89
— CRITIQUE DE LA METHODE - DISCUSSION DES RESULTATS	90
I. — Résistances de valeur finie.	92
II. — Résistances de valeur infinie	92
III. — Discussion des résultats.	93
— CONCLUSIONS.	95
— BIBLIOGRAPHIE	96
— TABLE DES MATIERES.	101

